

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ імені ІГОРЯ
СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

(повна назва інституту/факультету)

КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В. о. завідувача кафедри

_____ **Владислав ШЛИКОВ**

(підпис)

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« ____ » _____ 2020 р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою Клінічна інженерія

(назва)

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(код та назва)

на тему: «Система обробки медичних 3D зображень для виявлення асиметрії»

Виконав: студентка 4 курсу, групи БМ-62

(шифр групи)

Дзюра Олена Юріївна _____

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник доцент каф. БМІ, к. ф.-м. н. Соломін Андрій Вячеславович _____

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Консультант 4 доц. каф. ОПЦБ, к.т.н., доц. Демчук Гліб Вікторович _____

(номер розділу)

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Нормоконтроль ст. викл. каф. БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Рецензент ст. викл. каф. ТМБ, к.т.н. Луценко Тетяна Миколаївна _____

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студент _____

(підпис)

Київ – 2020

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Факультет	Біомедичної інженерії
Кафедра	Біомедичної інженерії
Рівень вищої освіти	Перший (бакалаврський)
Спеціальність	163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма	Клінічна інженерія _____

ЗАТВЕРДЖУЮ
В. о. завідувача кафедри
_____ **Владислав ШЛИКОВ**
(підпис) (Власне ім'я,
ПРИЗВИЩЕ)
« ____ » _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студенту

Дзюрі Олені Юріївні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: «Система обробки медичних 3D зображень для виявлення асиметрії»,
керівник роботи: Соломін Андрій Вячеславович, к.ф.-м.н.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом по університету від «25» травня 2020 р. № 1191-с
2. Термін подання студентом роботи «08» червня 2020 р.
3. Вихідні дані до роботи: зображення КТ черепа, програмне середовище NI LabVIEW
4. Зміст дипломної роботи: провести огляд літератури, яка стосується обробки цифрових зображень; розробити алгоритми для пошуку осей симетрії об'єкту; розробити програмні модулі для пошуку асиметрії в тривимірній моделі.
5. Перелік ілюстративного матеріалу: презентація.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
IV. Охорони праці	Демчук Г. В., доцент кафедри охорони праці, промисловості та цивільної безпеки		

7. Дата видачі завдання 13.04.2020 _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз науково-технічних джерел	13.04.2020-19.04.2020	
2	Розробка програмних модулів для пошуку асиметрії	20.04.2020-03.05.2020	
3	Розробка алгоритму для пошуку осей симетрії	04.05.2020-10.05.2020	
4	Тестування програмного модулю з різними типами фільтрів	11.05.2020-17.05.2020	
5	Оформлення розділу «Охорона праці»	18.05.2020-03.06.2020	
6	Отримання рецензії та відгуку	04.06.2020-05.06.2020	
7	Здача роботи на нормоконтроль	05.06.2020	
8	Захист дипломної роботи	15.06.2020-19.06.2020	

Студент _____

(підпис)

Олена ДЗЮРА _____

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи _____

(підпис)

Андрій СОЛОМІН _____

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Система обробки медичних 3D зображень для виявлення асиметрії»

Обсяг пояснювальної записки 52 сторінки, міститься 24 ілюстрацій, 12 таблиць. Загалом опрацьовано 33 джерела.

Актуальність роботи пов'язана із задачею удосконалення технології діагностичного виявлення дефектів (патологій) скелету в щелепо-лицевій хірургії та технології виготовлення відповідних штучних елементів для імплантації з використанням імітаційного комп'ютерного моделювання біологічних об'єктів.

Мета: побудова комп'ютерної системи для автоматичного виявлення та візуалізації асиметрії 3-вимірних об'єктів шляхом їх порівняння зі своїм дзеркальним відображенням відносно оптимальним чином побудованих осей симетрії.

Для досягнення мети були сформульовані наступні задачі:

1. Реалізація 3-вимірних адаптивних алгоритмів фільтрації 3D-об'єктів для виділення асиметричних фрагментів різних розмірів та деталізації відповідно до діагностичних завдань.
2. Розробка та програмна реалізація алгоритму побудови осей симетрії об'єкту для дзеркального відображення.
3. Розробка алгоритмів та відповідних програмних модулів для реалізації порівняння патологічної частини досліджуваного об'єкта з дзеркально відображеною здоровою його частиною та візуалізації відмінностей при 3-D реконструкції об'єкту.

Основні результати: проаналізовано літературу, яка стосується обробки цифрових зображень, розроблено та реалізовано алгоритм побудови осей симетрії, розроблено програмні модулі для реалізації виявлення асиметрії.

Ключові слова: комп'ютерна томографія, зображення, відображення, фільтрація, тривимірна модель.

ANOTATION

Thesis topic: "Medical 3D image processing system to detect asymmetry"

The volume of the explanatory note 52 page, contains 24 illustrations, 12 tables. In general, 33 sources are processed.

The urgency of the work is related to the task of improving the technology of diagnostic detection of defects (pathologies) of the skeleton in maxillofacial surgery and the technology of manufacturing appropriate artificial elements for implantation using simulation computer modeling of biological objects.

Objective: to build a computer system to automatically detect and visualize the asymmetry of 3-dimensional objects by comparing them with their mirror image of relatively optimally constructed axes of symmetry.

To achieve this goal, the following tasks were formulated:

1. Implementation of 3-dimensional adaptive algorithms for filtering 3D objects to select asymmetric fragments of different sizes and detailing in accordance with diagnostic tasks.

2. Development and software implementation of the algorithm for constructing the axes of symmetry of the object for mirroring.

3. Development of algorithms and appropriate software modules for the comparison of the pathological part of the studied object with a mirror image of its healthy part and the visualization of differences in 3-D reconstruction of the object.

Main results: the literature related to digital image processing is analyzed, the algorithm of construction of symmetry axes is developed and implemented, software modules for realization of asymmetry detection are developed.

Keywords: computed tomography, images, mapping, filtering, three-dimensional mode

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ	11
1.1 Комп'ютерне моделювання біологічних об'єктів	11
1.1.1 Технології та методи швидкого прототипування.....	13
1.2 Медичні зображення	14
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ.....	18
2.1 Середовище розробки NI LabVIEW.....	18
2.2 Алгоритм побудови 3D зображень	21
2.3 Обробка зображень.....	23
2.3.1 Фільтрація зображень.....	23
2.3.2 Виділення границь об'єкта	25
Висновки до розділу 2.....	29
РОЗДІЛ 3. ПРОЕКТУВАННЯ І РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ	30
3.1 Вісь симетрії.....	30
3.2 Опис блок-діаграм	32
3.4 Тестування.....	37
3.4.1 Медіанний фільтр	37
3.4.2 Серединний фільтр	40
3.4.3 Гаусівський фільтр	43

					БМ62.04.2505.1191				
Вим		№ докум.		Дата					
Розробив		Дзюра О. Ю.			Система обробки медичних 3D зображень для виявлення асиметрії	Літ.			
Перевірів		Соломін А. В.							
Реценз.		Луценко Т. М							
Н. Контр.		Юр'єва К. О.							
Затвердив		Шликов В. В.							
						КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БМ-62			

Висновки до розділу 3	46
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ.....	47
4.1 Характеристика приміщення при проведенні тестування ПП	47
4.2 Оцінка небезпечних і шкідливих факторів	49
4.2.1 Небезпеки пов'язані з рентгенівським випромінюванням	49
4.2.2 Електронебезпека	51
4.2.3 Небезпеки пов'язані з радіоактивним пилом	52
Висновки до розділу 4.....	53
ВИСНОВКИ	54
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	56

ВСТУП

Тематика дипломної роботи пов'язана з новим напрямом в біомедицині, що отримав назву імітаційного комп'ютерного моделювання біологічних об'єктів. Це стосується, головним чином, проблем протезування широкого профілю і в першу чергу щелепо-лицевої хірургії. «Однією з основних ознак, притаманних медицині сьогодення, є широке застосування штучних конструкцій і матеріалів (імплантів) для заміщення втрачених тканинних структур та органів або для досягнення тих чи інших лікувальних ефектів» [1]. Однак, в цьому напрямі важливим є застосування сучасних технологій не тільки щодо використовуваних матеріалів, а і щодо точного відтворення об'ємної форми штучних конструкцій.

Сучасні технології, насамперед комп'ютерна томографія та МРТ, надають можливість отримати безліч інформації, але для виділення з неї корисної необхідно застосовувати також сучасні комп'ютерні методи обробки. Для імітаційного комп'ютерного моделювання найбільш корисним є 3D-реконструкція об'єктів по сукупності їх КТ- або МРТ-знімків з подальшим аналізом структури отриманих тривимірних об'єктів, а потім і можливою роздруковкою фрагментів на 3D-принтері з метою виготовлення елементів штучних імплантів для протезування.

У щелепо-лицевої хірургії є особливість, яка може сприяти спрощенню аналізу тривимірних об'єктів для виявлення дефектів (патологій) на етапі діагностики та виділення їх в окремі фрагменти на етапі 3D-друку. Це симетрія голови людини. В даній роботі пропонується використати цю особливість, а саме розробити спеціальні програмні засоби для порівняння 3D-об'єкту зі своїм дзеркальним відображенням та виділення несиметричних фрагментів. Це дасть змогу при діагностиці звернути увагу лікаря на ці деталі, а при виготовленні імплантів спростити технологію.

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						8
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Слід зазначити, що в різних діагностичних ситуаціях виникає потреба виділення асиметричних фрагментів (патологій) різних розмірів та деталізації. Для врахування цього фактора запропоновано використовувати спеціально розроблені адаптивні 3D-фільтри, які здатні перед порівнянням розмивати (згладжувати) об'єкт і, як наслідок, нівелювати вплив несуттєвих малорозмірних відмінностей.

Таким чином, актуальність роботи пов'язана із задачею удосконалення технології діагностичного виявлення дефектів (патологій) скелету в щелепо-лицевій хірургії та технології виготовлення відповідних штучних елементів для імплантації з використанням імітаційного комп'ютерного моделювання біологічних об'єктів.

Метою роботи є побудова комп'ютерної системи для автоматичного виявлення та візуалізації асиметрії 3-вимірних об'єктів шляхом їх порівняння зі своїм дзеркальним відображенням відносно оптимальним чином побудованих осей симетрії.

Для досягнення мети були сформульовані наступні задачі:

1. Реалізація 3-вимірних адаптивних алгоритмів фільтрації 3D-об'єктів для виділення асиметричних фрагментів різних розмірів та деталізації відповідно до діагностичних завдань.
2. Розробка та програмна реалізація алгоритму побудови осей симетрії об'єкту для дзеркального відображення.
3. Розробка алгоритмів та відповідних програмних модулів для реалізації порівняння патологічної частини досліджуваного об'єкта з дзеркально відображеною здоровою його частиною та візуалізації відмінностей при 3-D реконструкції об'єкту.

Об'єктом дослідження є сукупність знімків комп'ютерної томографії та їх 3D-реконструкція.

Предмет дослідження – морфологічні характеристики односторонніх патологій черепно-лицевої області.

Новизна полягає у запропонованій технології виявлення патологій черепно-лицевої області на основі порівняння комп'ютерної моделі об'єкта зі своїм дзеркальним відображенням.

Практичне значення полягає у вдосконаленні засобів діагностики пацієнтів завдяки візуалізації форми, будови та розташування патологій черепно-лицевої області та спрощенні технології виготовлення відповідних штучних фрагментів для імплантації.

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						10
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1.

АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Комп'ютерне моделювання біологічних об'єктів

Запровадження в практику охорони здоров'я досягнень різних галузей науки та техніки дало поштовх для стрімкого розвитку світової медицини початку XXI сторіччя. Це і розробка нових лікувально-діагностичних пристроїв, методів хірургічних втручань тощо, які базуються на фундаментальних досягненнях біології, фізики, матеріалознавства, нанотехнологій та комп'ютерних наук.

Медицині сьогодення притаманне широке застосування штучних конструкцій та матеріалів для заміщення втрачених структур організму або досягнення певних лікувальних ефектів. Найбільшими досягненнями в цій галузі, а також широким практичним застосуванням, вирізняються стоматологія та черепно-лицева хірургія.

Створення математичних моделей досліджуваного об'єкта значно спрощує завдання розрахунку міцності та надійності імплантату, яке до того вирішувалося спираючись на власний досвід хірурга, його інтуїцію тощо.

Можливості математичного моделювання розширилися з появою та удосконаленням електронно-обчислювальної техніки. Сучасні комп'ютерні технології дають змогу створювати надзвичайно складні моделі та забезпечують високу точність розрахунків і рівень деталізації [1, с. 11-13].

Процес моделювання передбачає дотримання певної послідовності дій в чотири етапи. Перший етап побудови потребує наявності певних знань про об'єкт досліджень, на основі яких відбувається відтворення найбільш суттєвих його властивостей. На другому етапі модель виступає самостійним об'єктом досліджень для серії модельних експериментів, в ході яких свідомо змінюють умови функціонування моделі та систематизують дані про її поведінку. На третьому етапі дані з моделі переносяться на оригінал. Четвертий етап

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						11
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

заключається в практичній перевірці нових знань, їх використанні для відтворення, перетворення або контролю і управління об'єктом дослідження [1, с. 22].

Особливості математичного моделювання біологічних систем зумовлені складністю самих систем за своєю структурою та особливостями взаємодії з внутрішнім і зовнішнім середовищем. Рівень теоретичних знань про біологічні процеси не завжди відповідає клінічним потребам, тому у деяких галузях медицини емпіричний метод переважає метод математичного моделювання. Отримання даних, необхідних для побудови моделі, ґрунтується здебільшого на непрямих методах дослідження, а можливості перевірки результатів обмежені технічними та етичними міркуваннями [1, с. 23].

Метою імітаційного моделювання біомеханічних систем є отримання вірогідної інформації про можливі функціональні наслідки хірургічного втручання на передопераційному етапі. Результати моделювання дають змогу хірургу та інженеру, який займається розробкою медичних пристроїв, виявити можливі слабкі місця конструкції, усунути наявні недоліки конструкції та визначити її потенційні межі застосування. У клінічних умовах моделювання дає змогу обґрунтовано призначити той чи інший комплекс лікувальних та реабілітаційних заходів. Під час проведення досліджень воно дає змогу визначити найперспективніші напрямки та відмовитися від неефективних рішень ще на початковому етапі [1, с. 29].

Окремим напрямком застосування імітаційного математичного моделювання є вирішення завдань оптимізації в стоматології та черепно-лицевій хірургії. Прикладом таких проблем є наступні питання: яку мінімальну кількість пластин, якого розміру і форми необхідно встановити для забезпечення надійної фіксації кісткових уламків при переломі щелепи? Яка мінімальна кількість шурупів необхідна для фіксації? тощо [1, с. 30].

1.1.1 Технології та методи швидкого прототипування

Прогрес методу КТ є важливою передумовою впровадження методів автоматизованого проектування в клінічну практику. Ці методи базуються на CAD/CAM/CAE-системах.

CAD-системи (Computer-Aided Design) це автоматичні системи проектування з використанням комп'ютерних технологій. Такі системи використовують для дво- або тривимірного геометричного моделювання та дизайну інженерних виробів, а також оформлення документації в програмному середовищі EOM.

CAM-системи (Computer-Aided Manufacturing) це системи автоматизації виробництва за допомогою комп'ютера. Такі системи реалізують автоматизацію розв'язання геометричних завдань у технологічному процесі, передачу інформації й управління устаткуванням і приладами, необхідними для виготовлення деталі.

CAE-системи (Computer-Aided Engineering) це системи інженерного аналізу для проведення чисельних розрахунків за допомогою EOM [1, с. 83].

У медицині CAD-системи використовують для створення комп'ютерних моделей біологічних систем, відтворення хірургічного втручання, створення моделей імплантатів. CAM-системи застосовують для виготовлення стереолітографічних моделей біологічних об'єктів, індивідуальних імплантатів/протезів, направляючих шаблонів для дентальних імплантатів та проведення хірургічних операцій. CAE-системи дають змогу вивчати механічну поведінку біологічних систем за різних умов навантаження, зокрема прогнозувати наслідки хірургічних втручань [1, с. 84].

Виготовлення індивідуального імплантату, протезу або направляючого шаблону з використанням вище описаних систем складається з чотирьох етапів. На першому етапі отримуються дані про рельєф поверхні і внутрішню структуру

					BM62.04.2505.1191	Лист
						13
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

об'єкта дослідження, перетворення отриманої інформації в цифровий формат та її імпорт у середовище CAD. Другий етап передбачає побудову віртуальної геометричної моделі майбутньої конструкції за допомогою комп'ютера, експорт моделі в програмне середовище CAE. На третьому етапі відбувається інженерний аналіз конструкцій в CAE-програмах і оптимізація моделі на основі отриманих даних. На четвертому етапі відбувається безпосереднє виготовлення виробу медичного призначення за допомогою фрезувальних пристроїв із числовим програмним управлінням або 3D-принтерів методами швидкого прототипування [1, с. 86].

1.2 Медичні зображення

Сучасну медицину важко уявити без засобів графічного відображення. Рентген, томографія, ультразвукове дослідження, ядерна медицина – всі ці дослідження використовують комп'ютерну графіку в тій чи іншій мірі. З використанням медичних зображень діагностика та лікування стали набагато досконалішими в своєму виконанні.

Комп'ютерна графіка має два основні підвиди – растрову та векторну графіку. Кожен з видів комп'ютерної графіки має свої сфери застосування з огляду на їх основні властивості та відмінності.

Растрова графіка – це зображення, що складені з невеликих квадратиків які складаються в прямокутну сітку, так званих пікселів. Піксель є найменшою одиницею цифрового зображення [2]. Якість растрового зображення напряму залежить від кількості пікселів – чим більша їх кількість, тим вище якість зображення [3]. Збільшення масштабу не покращує якість зображення, оскільки збільшується розмір пікселів, а не їх кількість. Це є основним недоліком растрового зображення.

Основними характеристиками растрового зображення є роздільна здатність, розмір та кольорова модель. Роздільна здатність показує кількість

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						14
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

пікселів на одиницю площі, розмір – загальну кількість пікселів, а кольорова модель описує зображення на основі кольорових каналів [4]. Кількість кольорових моделей зображень достатньо велика. Серед найрозповсюдженіших: RGB (червоний, зелений та синій канали), CMYK (блакитний, пурпуровий, жовтий та чорний), LAB («світлість, червоно-зелений та синьо-жовтий») та Grayscale (відтінки сірого) [5]. Будь-яке зображення можна редагувати одночасно у всіх цих каналах, крім зображень, що від початку були у відтінках сірого. Практично всі медичні зображення відносяться до сірошкальних. Інтенсивність пікселя для таких зображень може змінюватися від білого до чорного лише по шкалі сірого кольору.

Растрова графіка має свої певні переваги:

- можливість відтворення зображення будь-якої складності. Кількість деталей напряму залежить від кількості пікселів;
- точна передача колірних переходів;
- наявність безлічі програмних засобів для відображення та редагування.

Однак таке зображення має і недоліки. Основним недоліком растрової графіки, як уже згадувалося, є неможливість збільшення зображення без втрати якості. Також недоліком растра є достатньо великий розмір файлу, оскільки для кожного пікселя зберігається інформація про його координати та колір.

В ході виконання роботи розглядаються зображення, зроблені за допомогою комп'ютерної томографії – методу неруйнівного пошарового дослідження внутрішньої структури об'єкта, що заснований на вимірюванні різниці ослаблення рентгенівського випромінювання різними за щільністю тканинами [6]. Результатом комп'ютерної томографії є набір (50-100) півтонових зображень розміром 512×512 пікселів. Ці знімки, зазвичай, подаються у моделі Grayscale формату DICOM.

DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine; цифрові зображення та обмін ними у медицині) – стандарт, розроблений Міжнародною

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						15
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

організацією зі стандартів, що використовується для передачі радіологічних зображень та іншої медичної інформації між комп'ютерами [7].

Цей стандарт описує «паспортні» дані пацієнта, умови проведення дослідження, положення пацієнта у момент отримання зображення тощо. Такий запис виконується для того щоб надалі було можливо провести медичну інтерпретацію даного зображення [8]. У 1985 році Американським Коледжем Радіології (American College of Radiology) та Національною асоціацією виробників електронного устаткування (National Electrical Manufacturers Association) була розроблена перша версія даного стандарту [9].

Стандарт DICOM версії 3.0 (остаточно випущений в 1993 році) призначений для передачі медичних зображень, одержаних за допомогою різних методів променевої та іншої діагностики. В його описі перераховано 29 діагностичних методів. Даний стандарт широко розповсюджений в США, Японії, Німеччині та інших країнах [10].

DICOM складається з 16 частин:

1. Вступ. Опис історії розробки, призначення стандарту та його структура.
2. Відповідність стандарту. Вказується структура сертифіката відповідності стандарту і критерії, яким повинен задовольняти виробник діагностичного обладнання, щоб мати право оголосити його сумісним зі стандартом DICOM.
3. Визначення інформаційних об'єктів. Специфікуються використані в стандарті інформаційні об'єкти. Пропонується інформаційна модель, що описує взаємовідносини між нормалізованими об'єктами (пристрій, пацієнт) та складовими (зображення, дослідження та ін.)
4. Специфікації класів операцій. Специфікуються класи дій або операцій, які можуть виконуватися над інформаційними об'єктами.
5. Структура і семантика даних. Опис типу даних і правил кодування, що використовуються при передачі даних з однієї системи в іншу.

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						16
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

6. Словник даних. Наводиться повний список елементів даних, описаних в цьому стандарті.
7. Обмін повідомленнями. Описується структура команд і протоколу обміну повідомлення в стандарті DICOM.
8. Забезпечення обміну повідомленнями в мережних середовищах.
9. Зберігання медіа-даних та формат файлів для їх обміну.
10. Профілі прикладних програм для зберігання медіа-даних.
11. Формати носіїв і фізичне середовище зберігання даних.
12. Стандартна функція шкали сірого кольору для відображення.
13. Профілі управління системою та безпекою.
14. Процес визначення структури контенту.
15. Пояснювальна інформація.
16. Інтернет-доступ до постійних об'єктів DICOM [11].

З використанням даного стандарту можна проводити різні медичні дослідження в розподілених територіально діагностичних центрах з можливістю збору та обробки інформації в потрібному місці. Електронний обмін дозволяє забезпечити дистанційний доступ до файлів декільком фахівцям. Це дає змогу проведення консультацій та консилиумів дистанційно. Також наявність зображення в електронному вигляді дає змогу виконувати досить складну його комп'ютерну обробку. В цілому можливість передачі зображення здатна істотно прискорити процес діагностики та лікування, а також підвищити обґрунтованість прийнятих рішень.

РОЗДІЛ 2.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

2.1 Середовище розробки NI LabVIEW

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench – середовище розробки віртуальних приладів) є середовищем програмування, розробки та виконання додатків з використанням графічного представлення всіх елементів алгоритму, призначеним для вчених та інженерів, для яких програмування є лише частиною роботи [12].

Середовище використовує гнучкий та простий для застосування графічний інтерфейс, що підходить для моделювання процесів, презентації ідей та створення додатків загального характеру при цьому маючи вигляд набору функціональних вузлів, які з'єднані для передачі даних провідниками [13].

Джерелами даних для програми можуть слугувати вузли підприладів або термінали управління на лицевій панелі, а приймачами – підприлади виведення даних чи їх збереження у файлах та термінали індикаторів. Така структура дозволяє реалізовувати модель потоку даних, при якій дані «втікають» у програму через перераховані вузли, піддаються там обробці, після чого «впливають» на вузли індикації або записи у файл. Потоки, не зв'язані між собою загальними даними піддаються обробці паралельно [14].

Для створення інтерфейсу користувача використовується вікно лицеві панелі (Front Panel), а програмний код створюється у вікні блок-діаграми (Block Diagram).

Наприклад, перетворення КТ-зображень на двовимірні масиви відбувається за допомогою віртуального приладу (ВП) Image To Array. На рисунках 2.1 та 2.2 відображено лицеву панель і блок-діаграму цього приладу відповідно.

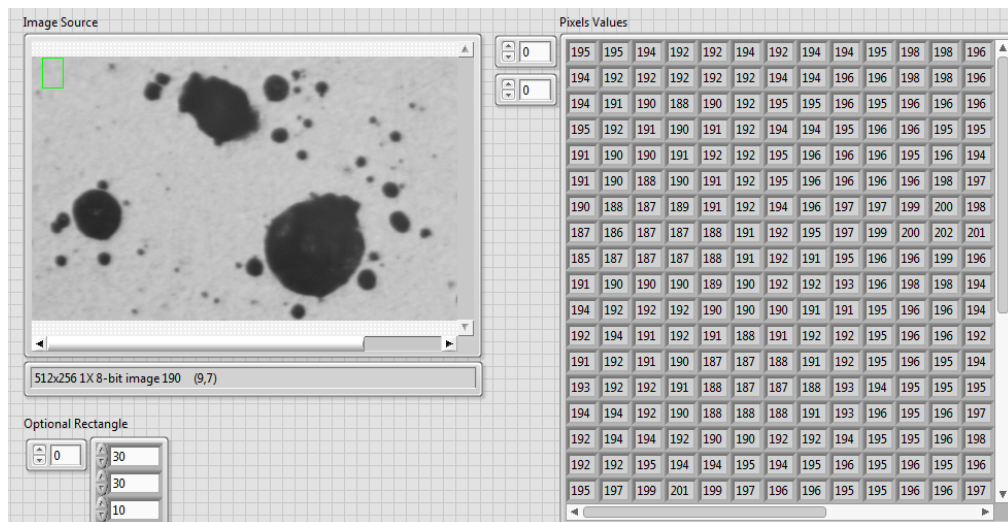


Рисунок 2.1 – Вид лицевої панелі ВП Image To Array

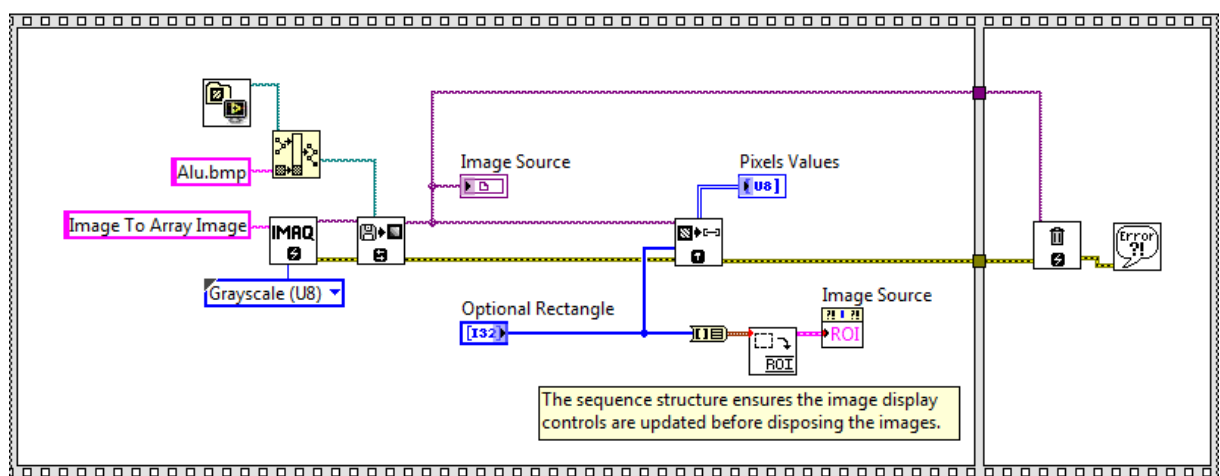
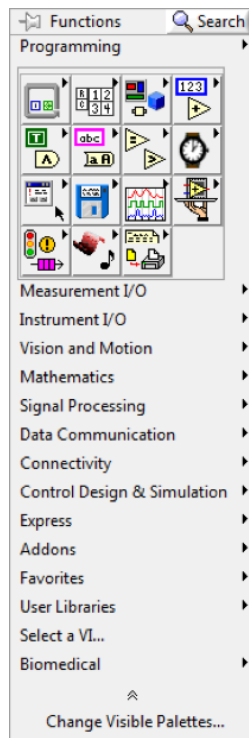


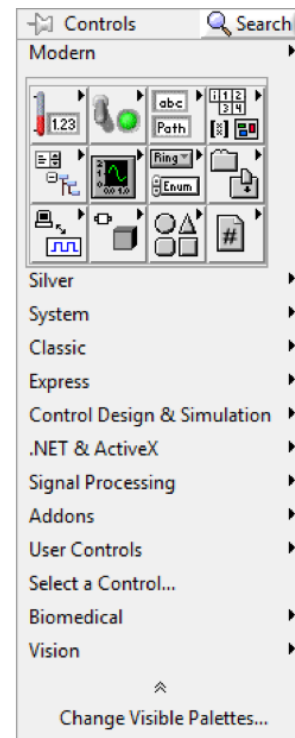
Рисунок 2.2 – Вид блок-діаграми ВП Image To Array

Доступ до даного ВП здійснюється через бібліотеку приладів NI Example Finder: Help > Find Examples.

Функціональні вузли програми, які забезпечують виконання програми, розміщені у палітрі Function Palette (рис. 2.3 А). Ці вузли переносяться на блок-діаграму, де з'єднуються провідниками (wires) що передають дані. Елементи управління та індикатори знаходяться в палітрі Control Palette (рис. 2.3 Б) та встановлюються на лицевій панелі, після чого на блок-діаграмі з'являються відповідні термінали.



А



Б

Рисунок 2.3 – А) Палітра функцій Б) Елементи керування

Палітра функцій має ієрархічну структуру (рис. 2.3). Для виведення палітри на екран потрібно натиснути правою кнопкою миші на простір блок-діаграми. Елементи палітри функцій групуються за наступними розділами:

- Programming – основні функції, структури циклу, порівняння, прості математичні оператори; все необхідне для створення більшості додатків;
- Instrument I/O – функції для роботи з пристроями вводу/виведення;
- Mathematics – математичні функції (рішення систем рівнянь, тригонометричні функції тощо)
- Signal Processing – функції для обробки та аналізу дискретних сигналів;
- Data Communication – функції для обміну даних;
- Connectivity – засоби взаємодії;
- Express – функції обробки та обчислення даних;
- Select a VI... - функції створені користувачем [15].

Підпалітра Programming є найбільш змістовною та ключовою при розробці більшості ВП. Вона містить наступні основні елементи: Structures (Структури), Array (Масив), Cluster&Variant (Кластер і Змінна), Numeric (Числові), Boolean (Логічні), String (Строкові), Graphics&Sound (Графіка та звук). Більш детально про призначення цих функцій можна прочитати у довіднику [16, 17].

Палітри Controls та Indicators (рис. 2.4) доступні лише з лицевої панелі. До елементів управління відносяться регулятори, кнопки, перемикачі тощо. До індикаторів – графіки, світлодіоди та інші пристрої відображення даних. Елементи управління імітують пристрої вводу, індикатори – пристрої виведення інформації. Для виведення цих палітр необхідно натиснути правою кнопкою миші на лицевій панелі [18].

Платформа машинного зору NI Vision є однією із спеціалізованих апаратно-програмних технологій National Instruments. Вона складається з технологій захоплення зображення IMAQ (Image Acquisition) і програмної технології обробки та аналізу зображень

Функції обробки зображень забезпечують різні геометричні перетворення, фільтрацію, зважування, корекцію, калібрування. Функції аналізу включають в себе пошук і виділення країв об'єктів, визначення геометричних параметрів об'єктів, різні методи статистичного і морфологічного аналізу зображень, пошук і розпізнавання об'єктів по маскам, а також класифікацію об'єктів [19].

2.2 Алгоритм побудови 3D зображень

Важливим для медицини розділом комп'ютерної графіки є тривимірна графіка. Цей розділ присвячений методам створення зображень шляхом моделювання об'ємних об'єктів у тривимірному просторі. Процес створення тривимірної моделі називається 3D-моделюванням.

Створення відображення 3D моделі на площині потребує наступних кроків: моделювання, текстурування, освітлення, динамічна симуляція, рендеринг, композитинг [20].

Одним із основних алгоритмів побудови 3D моделі є Marching cubes (крокуючі кубики). Алгоритм пробігає скалярне поле інтенсивності вокселів 3D об'єкту і на кожній ітерації оглядає 8 сусідніх позицій (вершини куба, паралельно осям координат) та визначає полігони, необхідні для представлення частини ізоповерхні, що проходить через даний куб. Далі на екран виводяться полігони які утворюють задану ізоповерхню.

Так як алгоритм вибирає полігони, виходячи тільки з положення вершини куба відносно ізоповерхні, то всього виходить 256 ($2^8 = 256$) можливих конфігурацій полігонів, які можна попередньо вирахувати та помістити в масив. Тому кожен куб представляється восьмибітним числом, в якому в кожній вершині записана 1, якщо значення поля в точці більше ніж на ізоповерхні, або 0 якщо ні. Це число використовується в якості індекса елемента масиву, який зберігає конфігурації полігонів. Зрештою, кожна вершина згенерованого полігону поміщається в підходящу позицію на тому ребрі куба де вона лежала спочатку. Позиція вираховується шляхом лінійної інтерполяції значень скалярного поля в кінцях ребер.

Попередньо вирахуваний масив з 256 конфігурацій полігонів можна отримати шляхом поворотів та відображень 15 різних конфігурацій куба (рис. 2.4) [21].

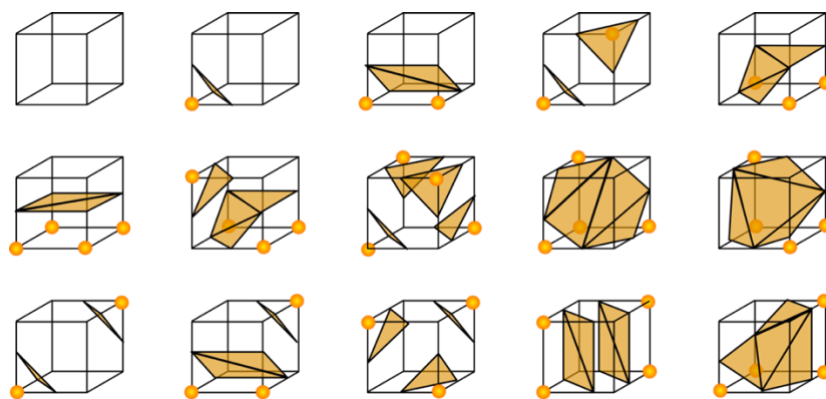


Рисунок 2.4 – 15 різних конфігурацій куба

Даний алгоритм широко використовується в медицині, зокрема в комп'ютерній та магнітно-резонансній томографії.

2.3 Обробка зображень

2.3.1 Фільтрація зображень

Фільтрація зображень в першу чергу потрібна для ослаблення дії перешкод на зображенні. Перешкоди можуть бути як привнесеними зовнішніми факторами, так і присутніми на самому зображенні. Як приклад, перешкодою при аналізі є складний фон, який ускладнює виділення основного об'єкту [22].

Задача фільтрації, у широкому сенсі, полягає у застосуванні будь-яких процедур обробки зображень, при якому на вхід процедури подається одне растрове зображення і на виході також формується растрове зображення. Найчастіше фільтрація – це позбавлення зображення від шумів. Вважається, що реальне зображення отримане шляхом спотворення «ідеального» (не зашумленого) зображення. Завдання фільтрації отримати найбільш близьке до «ідеального» зображення, використовуючи деякі методи обробки реального зображення [23].

При фільтрації характеристики яскравості кожного пікселя зображення замінюються іншим значенням яскравості, яке відповідає найменшій мірі спотвореності перешкодою.

Виділяють частотну і просторову фільтрацію. Частотна фільтрація заснована на перетвореннях Фур'є, при яких вихідна функція дорівнює сумі тригонометричних функцій різних частот, помножених на задані коефіцієнти (у випадку періодичної функції). Неперіодична функція може бути виражена у вигляді інтеграла від тригонометричних функцій, помножених на деяку вагову функцію. Просторова фільтрація полягає у застосуванні спеціальних операторів до кожної точки вихідного зображення [24, 25].

2.3.1.1 Апертура фільтра у просторовій фільтрації

Значення яскравості кожного пікселя залежить від значень яскравості його сусідніх пікселів. Ці (сусідні) пікселі визначаються геометрично. Область, яка охоплює центральний піксель та його сусідів називають апертурою, маскою, ядром або вікном. Традиційно використовують апертуру у формі прямокутника або квадрата, рідше – круглі, трикутні або будь-якої іншої форми [26].

Під фільтрацією мається на увазі поступове проходження вікна фільтрації (апертури) по вхідному зображенню з аналізом усіх пікселів, що входять до цього вікна в тому чи іншому положенні. На основі цього аналізу розраховується значення яскравості центрального пікселя. Отримане зображення і є результатом фільтрації.

Процедура фільтрації залежить від:

- розміру та форми вікна;
- даних, що збираються в апертурі;
- способу прийняття рішення на основі зібраних даних.

На незашумленому зображенні, зазвичай, сусідні пікселі мають приблизно однакові значення яскравостей. Усі відмінності, які спостерігаються на зашумленому зображенні визначаються як результат присутності шумової компоненти, яку необхідно видалити. Однак на границях деяких областей можуть бути різкі перепади яскравості. Така різниця може становити до сотень градацій інтенсивності. Для таких випадків віконні фільтри не працюватимуть – буде відбуватись спотворення контурів. Крім того на зображенні можуть бути присутні об'єкти, що значно менші ніж розмір апертури. В такому разі фільтр може не поміти ці об'єкти і видалити їх, прийнявши за шум. В таких випадках доцільніше використовувати малоапертурні фільтри, однак чим більш зашумлене зображення, тим більшу кількість пікселів треба обробити для кращого результату. Апертури більшого розміру краще пригнічують шумову компоненту, але апертури меншого розміру зберігають невеликі об'єкти [23].

Для побудови апертури фільтрації необхідно оцінювати наступні параметри:

- здатність пригнічувати шум;
- здатність зберегти малорозмірні об'єкти та границі контурів.

Ідеальним був би фільтр, який максимально пригнітить шум та не спотворить границі контурів, проте ці умови суперечливі. Вибір фільтра визначається необхідністю для виконання задачі.

2.3.2 Виділення границь об'єкта

Виділення контурів об'єкта відіграє велику роль в аналізі зображень і розпізнаванні образів. Контури це точки різкого перепаду значень яскравості в напівтоновому зображенні і тому є важливими структурними елементами.

Різкі перепади інтенсивності можуть бути двох типів: ступінчатою границею або границею лінії. В ступінчатій границі інтенсивність змінюється різко від одного значення до іншого. В границі ліній інтенсивність теж змінюється різко, але швидко повертаються до початкового [27].

Задача виділення контурів найчастіше вирішується шляхом застосування до дискретних зображень різних операторів, результатом дії яких є отримання контурних зображень. До таких операторів відносять оператори Превіта, Собеля, Робертса, Лапласа і Марра та Канні.

2.3.2.1 Принцип дії операторів виділення контурів

Нехай певна область 3×3 (рис. 2.5) являє собою значення яскравості в околиці центрального елемента зображення.

a_1	a_2	a_3
a_4	a_5	a_6
a_7	a_8	a_9

Рисунок 2.5 – Околиця 3×3 всередині зображення

Оператор Превітта

Оператор Превітта є градієнтним оператором та одним із способів знаходження перших часткових похідних в точці зображення. Знаходження перших часткових похідних реалізоване формулами [28]:

$$G_x = (a_7 + a_8 + a_9) - (a_1 + a_2 + a_3), \quad (2.1)$$

$$G_y = (a_3 + a_6 + a_9) - (a_1 + a_4 + a_7). \quad (2.2)$$

У цих формулах різниця між сумами по верхньому та нижньому рядках є наближеним значенням похідної по осі x , а різниця між сумами по першому і останньому стовбцях – похідною по осі y .

Похідні можуть бути реалізовані шляхом обробки всього зображення за допомогою оператора, який описується масками, використовуючи процедуру фільтрації.

Маски оператора Превітта, надані функцією IMAQ GetKernel:

№00W	№01W	№02SW	№03SW	№04S	№05S	№06SE	№07SE
-1 0 1	-1 0 1	0 1 1	0 1 1	1 1 1	1 1 1	1 1 0	1 1 0
-1 0 1	-1 1 1	-1 0 1	-1 1 1	0 0 0	0 1 0	1 0 -1	1 1 -1
-1 0 1	-1 0 1	-1 -1 0	-1 -1 0	-1 -1 1	-1 -1 -1	0 -1 -1	0 -1 -1
№08E	№09E	№10NE	№11NE	№12N	№13N	№14NW	№15NW
1 0 -1	1 0 -1	0 -1 -1	0 -1 -1	-1 -1 -1	-1 -1 -1	-1 -1 0	-1 -1 0
1 0 -1	1 1 -1	1 0 -1	1 1 -1	0 0 0	0 1 0	-1 0 1	-1 1 1
1 0 -1	1 0 -1	1 1 0	1 1 0	1 1 1	1 1 1	0 1 1	0 1 1

W – west (захід), S – south (південь), E – east (схід), N – north (північ)

Значення градієнта отримуються по кожному з напрямків горизонту. Різниця між масками №00 і №01 полягає у наявності врахування значення інтенсивності центрального пікселя. Якщо центральний елемент в масці дорівнює 1, то вхідне зображення накладається на контур. Результат – відгук вхідного зображення на вектор-градієнт.

Для задачі виділення контурів одночасно застосовуються маски горизонтального і вертикального напрямків (№00 та №12). В результаті отримаємо складові градієнта G_x та G_y . Для розрахунку величини градієнта ці складові використовуються спільно [28]:

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}, \quad (2.3)$$

що є результируючим значенням центрального пікселя.

Оператор Лапласа і Марра

Оператор Лапласа відноситься до диференціальних операторів високого порядку [29]:

$$\Delta^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial^2 x} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial^2 y}. \quad (2.4)$$

У дискретному випадку другі похідні можна апроксимувати наступними різницями:

$$\frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial^2 x} = f(x + 1, y) - 2f(x, y) + f(x - 1, y), \quad (2.5)$$

$$\frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial^2 y} = f(x, y + 1) - 2f(x, y) + f(x, y - 1). \quad (2.6)$$

Застосування оператора Лапласа в точці a_5 (рис. Б.1.) має вигляд [30]:

$$G = 4a_5 - a_2 - a_4 - a_6 - a_8. \quad (2.7)$$

Маски оператора Лапласа, надані функцією IMAQ GetKernel:

№ 00	№ 01	№02	№03	№04	№05	№06	№07
0 -1 0	0 -1 0	0 -1 0	-1 -1 -1	-1 -1 -1	-1 -1 -1	-1 -2 -1	-1 -2 -1
-1 4 -1	-1 5 -1	-1 6 -1	-1 8 -1	-1 9 -1	-1 10 -1	-2 12 -2	-2 13 -2
0 -1 0	0 -1 0	0 -1 0	-1 -1 -1	-1 -1 -1	-1 -1 -1	-1 -2 -1	-1 -2 -1

Маски розміром 5×5:

-1 -1 -1 -1 -1	-1 -1 -1 -1 -1
-1 -1 -1 -1 -1	-1 -1 -1 -1 -1
-1 -1 24 -1 -1	-1 -1 25 -1 -1
-1 -1 -1 -1 -1	-1 -1 -1 -1 -1
-1 -1 -1 -1 -1	-1 -1 -1 -1 -1

Ядра розміром 7×7 :

-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	48	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1

-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	49	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1

Оператор застосовується до апертури різних розмірів, на яких обчислюється сума перепадів по відношенню до центрального пікселя [31]. Залежно від значення суми коефіцієнтів виконуються наступні функції:

- якщо сума дорівнює 0 – в результаті фільтрації отримаємо контур;
- якщо сума дорівнює 1 – до контурів додається вхідне зображення;
- якщо сума дорівнює 2 – до контурів додається згладжене вхідне зображення.

Оператор Собеля

Оператор Собеля також використовує область 3×3 (рис. 2.5). Він схожий до оператора Превітта з тою різницею, що використовує ваговий коефіцієнт 2 для середніх елементів [28]:

$$G_x = (a_7 + 2a_8 + a_9) - (a_1 + 2a_2 + a_3), \quad (2.8)$$

$$G_y = (a_3 + 2a_6 + a_9) - (a_1 + 2a_4 + a_7). \quad (2.9)$$

Таке збільшене значення використовується для зменшення ефекту згладжування за рахунок надання більшої ваги середнім точкам.

Маски оператора Собеля, надані функцією IMAQ GetKernel:

№16W	№17W	№18SW	№19SW	№20S	№21S	№22SE	№23SE
-1 0 1	-1 0 1	0 1 2	0 1 2	1 2 1	1 2 1	2 1 0	2 1 0
-2 0 2	-2 1 2	-1 0 1	-1 1 1	0 0 0	0 1 0	1 0 -1	1 1 -1
-1 0 1	-1 0 1	-2 -1 0	-2 1 0	-1 -2 -1	-1 -2 -1	0 -1 -2	0 -1 -2
№24E	№25E	№26NE	№27NE	№28N	№29N	№30NW	№31NW
1 0 -1	1 0 -1	0 -1 -2	0 -1 -2	-1 -2 -1	-1 -2 -1	-2 -1 0	-2 -1 0
2 0 -2	2 1 -2	1 0 -1	1 1 -1	0 0 0	0 1 0	-1 0 1	-1 1 1
1 0 -1	1 0 -1	2 1 0	2 1 0	1 2 1	1 2 1	0 1 2	0 1 2

Висновки до розділу 2

На сьогоднішній день комп'ютерна графіка відіграє важливу роль в медичній сфері, тож обробка отриманих зображень є чи не найголовнішим фактором для забезпечення правильного проведення діагностики та лікування.

Основними середовищами обробки 3D зображень є набір програмного забезпечення Adobe, 3D Reconstructed, 3D Doctor та інші. Та вони не можуть реалізувати певні функції, які важливі для медичної сфери. В ході роботи використовується середовище програмування NI LabVIEW, оскільки програми мають відкритий код, що є важливим для виконання завдань.

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						29
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3.

ПРОЕКТУВАННЯ І РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ

Метою роботи є побудова комп'ютерної системи для автоматичного виявлення та візуалізації асиметрії 3-вимірних об'єктів шляхом їх порівняння зі своїм дзеркальним відображенням відносно оптимальним чином побудованих осей симетрії. Це створить додаткові можливості, наприклад, у щелепо-лицьовій хірургії, оскільки при пошкодженні структур черепа найпростішим шляхом виявлення дефектів є порівняння ушкодженої частини зі здоровою. Для цього в роботі пропонується використати наступну послідовність алгоритмів: 1) 3-D реконструкція об'єкту по сукупності знімків комп'ютерної томографії або МРТ; 2) дзеркальне відображення об'єкту відносно площини симетрії; 3) порівняння об'єкту зі своїм дзеркальним відображенням; 4) кінцева 3-D реконструкція з позначенням відмінностей, наприклад, кольором. Але при реалізації цих алгоритмів виникає суттєва перешкода. Зазвичай томографічні зображення представляються згідно стандарту DICOM (див. п.1.2). Однією з вимог цього стандарту є надання інформації щодо просторової орієнтації об'єкту при скануванні. Насправді ж дуже часто така інформація відсутня. Тому виникає проблема пошуку осей симетрії, відносно яких буде відбуватись віддзеркалення. Задача складна навіть в математичному сенсі, оскільки треба шукати вісь симетрії об'єкту, який насправді не зовсім симетричний (бо існують дефекти).

3.1 Вісь симетрії

В роботі запропоновано наступний алгоритм побудови усереднених осей симетрії 2-вимірних перерізів об'єкту. Спочатку зображення суттєво розмиваються грубим медіанним фільтром, щоб максимально нівелювати вплив їх дрібних відмінностей і неоднорідностей. Потім визначається «центр мас» яскравостей пікселів зображень, бо очевидно, що вісь симетрії повинна

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						30
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

The screenshot displays a LabVIEW block diagram for image processing. The process begins with an 'Image Original' input, which is converted to 'Grayscale (U8)' and then to 'Image Binary'. The 'Image Binary' is processed by an 'IMAQ' block to calculate 'inter-class variance'. Another 'IMAQ' block processes the 'Image Binary' to generate an 'IMAQ Label'. This label is then processed by an 'IMAQ Particle Analysis' block to determine 'Center of Mass', 'Orientation', and 'Number of' objects. The 'Number of' objects is displayed as '123' in a numeric indicator. The 'Image Binary' is also processed by an 'IMAQ' block to determine 'Particle Measurements (Pixels)'. The diagram includes various control and display elements, such as a 'File Path' input, a 'Grayscale (U8)' input, and a 'Particle Measurements (Pixels)' output.

[illegible]

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

На рисунку 3.2 ліворуч оригінальне зображення одного із зрізів КТ, посередині – розмите фільтром, праворуч – бінаризоване зображення, в якому замість градацій сірого використані бінарні пікселі. Нахил великої осі еліпса виводиться в третій колонці таблиці праворуч. Значення для цього зрізу 91,22°.

Для визначення осі симетрії мало знати лише кут її нахилу. Важливим значенням є «центр мас» на кожному з зрізів. Створений алгоритм (рис. 3.1) розраховує також і ці значення. В таблиці праворуч (рис. 3.2) в перших двох колонках наведені координати центру мас зрізу.

3.2 Опис блок-діаграм

Блок-діаграма розробленої програмної системи в цілому представлена на рис.3.3.

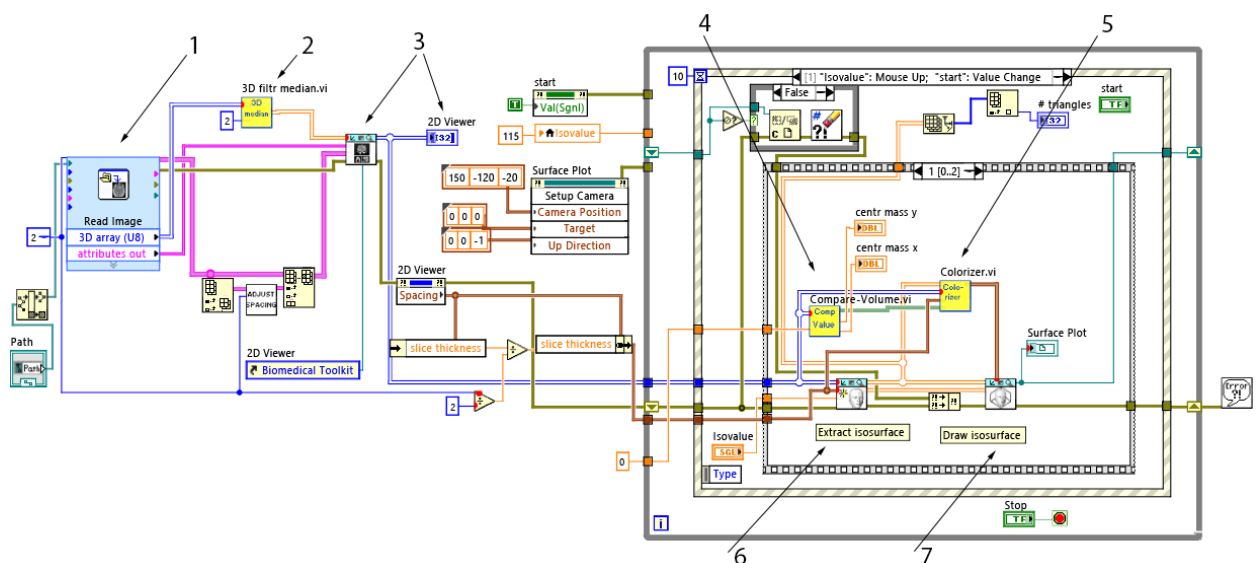


Рисунок 3.3 – Блок-діаграма програмної системи в цілому

Тут «1» – це підсистема зчитування файлів зображень; «2» – 3-вимірний фільтр, який можна налаштовувати під конкретні діагностичні ситуації; «3» – підсистема відображення 2-вимірних зрізів 3-вимірного об'єкта; «4» – підсистема віддзеркалення та порівняння об'єкту зі своїм дзеркальним

відображенням; «5» – підсистема перефарбовування вокселів, для яких спостерігається відмінність при порівнянні; «6» – підсистема виділення ізоповерхонь для 3D-реконструкції; «7» – підсистема візуалізації ізоповерхонь.

Окремих пояснень потребує фільтр «2». Його призначення пов'язано з налаштуваннями системи для різних діагностичних ситуацій. Адже при порівнянні об'єкту без попередньої обробки зі своїм віддзеркаленням впливати на кінцевий результат, тобто зміну кольору, будуть навіть відмінності окремих вокселів, навіть шумового походження. Діагноста зазвичай цікавлять відмінності більш суттєві за розмірами. Для цього і використано 3D-фільтр, який здатний перед порівнянням розмивати об'єкт і таким чином нівелювати вплив малорозмірних відмінностей. Фільтр адаптивний до конкретних ситуацій за розміром та виглядом ядра вікна згортки або рангової фільтрації. Інформація про типи та параметри фільтрів, що можливо тут використати, наведено в п.2.3.

Алгоритм роботи підсистеми віддзеркалення та порівняння об'єкту зі своїм дзеркальним відображенням («4») побудований наступним чином. На першому етапі будується усереднена вісь симетрії 2-вимірних перерізів об'єкту (див.п.3.1).

На другому етапі попарно порівнюються яскравості пікселів, симетрично розташованих по обидва боки осі симетрії, і у випадку відмінностей, що перевищують задане порогове значення, змінюється їх колір.

Слід зазначити, що в реальних умовах для різних ситуацій передбачено багато опцій налаштувань. Можна налаштовувати величину «isovalue», що відповідає за параметр яскравості вокселів, по яким будується ізоповерхня, тобто 3D-реконструкція відображатиме структури з більшим або меншим значенням рентгенівського поглинання. Крім того можна налаштовувати порогове значення відмінностей при порівнянні яскравостей вокселів, перевищення якого призводить до зміни кольору. Можна суттєво корегувати ступінь попередньої фільтрації об'єкту 3D-фільтрами («2» рис.3.3, причому тут передбачено можливість використання різних фільтрів як за принципом дії (лінійні з різними

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						33
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ядрами або нелінійні рангові), так і за розмірами вікон і ядер. Можливе також використання не одного, а послідовності різних фільтрів для оптимального налаштування під конкретні умови діагностики.

Тепер більш детально про структуру і функції зазначених вище підсистем «1» – «7» (рис.3.3).

В підсистемі «1» Read Image виконується зчитування сукупності файлів об'єкту комп'ютерної томографії або МРТ та будується відповідний 3-вимірний масив вокселів.

Далі цей масив обробляється описаним вище адаптивним 3-вимірним фільтром («2», рис.3.3), який можна налаштовувати під конкретні діагностичні ситуації.

Підсистема «3» забезпечує відображення 2-вимірних зрізів 3-вимірного об'єкта.

Побудований підсистемою «1» та оброблений фільтром «2» 3-вимірний масив вокселів надходить до підсистеми Isosurface Extractor («6», рис.3.3) та паралельно до підсистеми «4» для віддзеркалення та порівняння об'єкту зі своїм дзеркальним відображенням.

В підсистемі Isosurface Extractor (рис.3.4) відбувається побудова поверхонь, що є геометричним місцем вокселів однакової оптичної щільності.

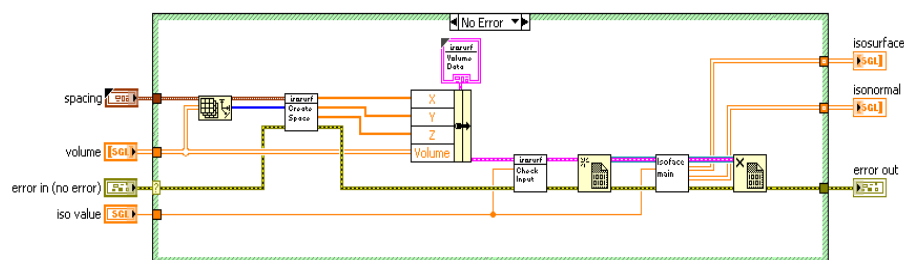


Рисунок 3.4 – Блок-діаграма підсистеми Isosurface Extractor

Відображення побудованих поверхонь здійснюється підприладом Draw Isosurface (рис. 3.5). Порівняння дзеркально симетричних вокселів 3D- масиву

реалізується підприладом Comp Value (рис. 3.6), а зафарбування несиметричних частин об'єкту – підприладом Colorized (рис. 3.7).

Принцип дії виділення і побудови ізоповерхонь (поверхонь, що є геометричним місцем вокселів, які мають однакову оптичну щільність) базується на алгоритмі Marching cubes (див. п.2.2).

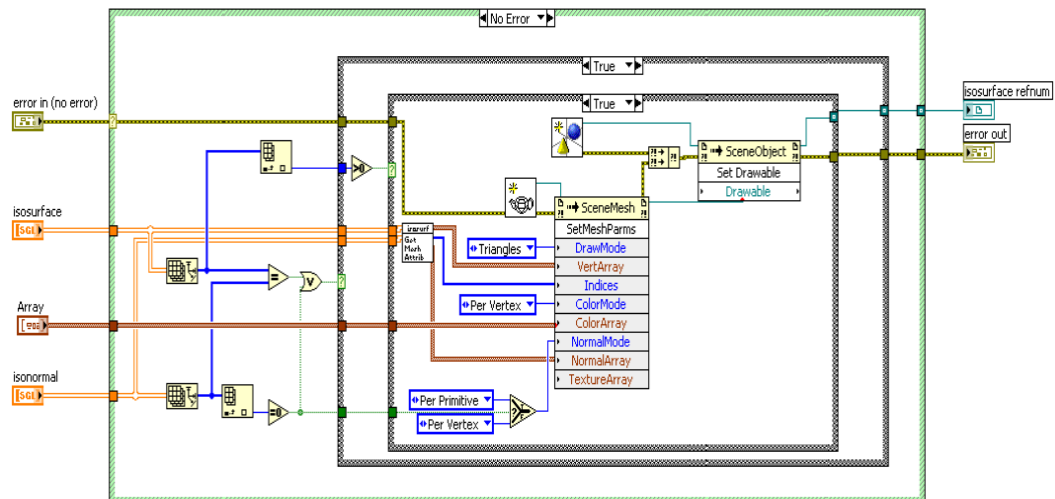


Рисунок 3.5– Блок-діаграма підприладу Draw Isosurface

Модуль порівняння дзеркально симетричних вокселів порівнює значення оптичної щільності відповідних елементів КТ. В алгоритмі порівняння використовується описана вище підпрограма побудови усереднених осей симетрії та порівнюються за своїми значеннями дзеркально симетричні стосовно цієї осі пікселі зображення. На виході модулю – масив логічних значень, в якому міститься інформація щодо результатів порівняння.

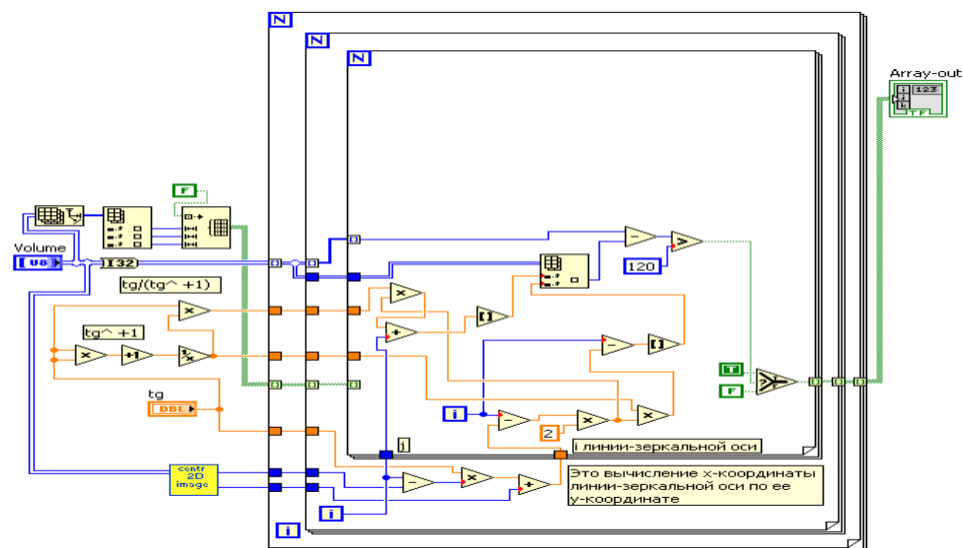


Рисунок 3.6 – Блок-діаграма підприладу Comp Value

Модуль Colorized формує масив властивості Color Array, через яку задаються параметри кольору об'єктів у віртуальному підприладі відображення поверхонь.

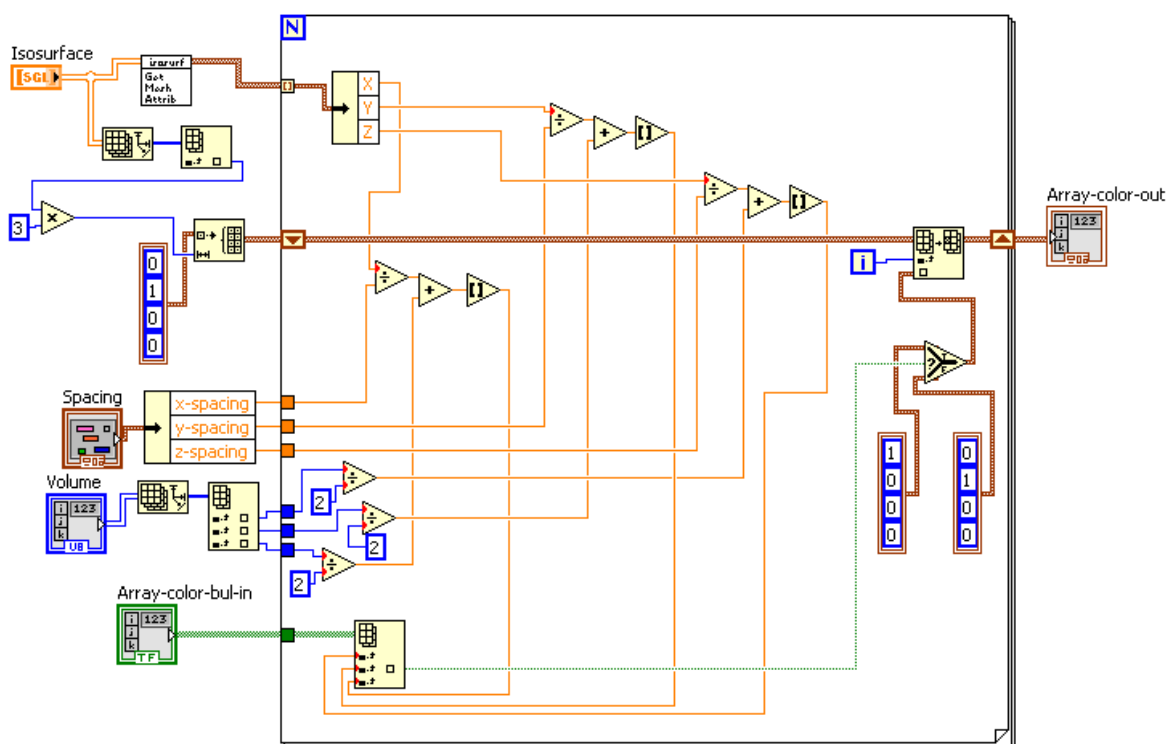


Рисунок 3.7 – Блок-діаграма підприладу Colorizer

3.4 Тестування

3.4.1 Медіанний фільтр

Медіанна фільтрація є підвидом нелінійної рангової фільтрації. Нелінійний ранговий фільтр називається медіанним якщо порядок фільтру $r = (N+1)/2$ при N – непарне ($1 < r < N$) [26].

Медіанна фільтрація з вікном 3×3 усуває малорозмірні об'єкти, значення рангу яких менше значення r ($r=2$). В ході тестування програми для медіанного фільтру з вікном 3×3 будувалися моделі з різними ізоповерхнями. Для першого випадку (рис. 3.8) значення *isovalue* задавалось 110, у другому (рис. 3.9) значення *isovalue* становить 125.

Показник *isovalue* означає те, що для побудови ізоповерхні використовувалися пікселі, зі значенням яскравості заданим цим показником. Зазвичай певним яскравості пікселів відповідають конкретні значення рентгенівського поглинання, тобто відповідають поверхні шкіри, хряща або кістки. У першому випадку поверхня будувалася по пікселям зі значенням яскравості 110 (хрящі), у другому – 125 (кістки).

Значення порогової різниці яскравості пікселів для двох випадків задане рівним 200. Порогова яскравість це те значення різниці яскравостей, при перевищенні якого, відбувається зафарбування вокселя на тривимірній моделі іншим кольором.

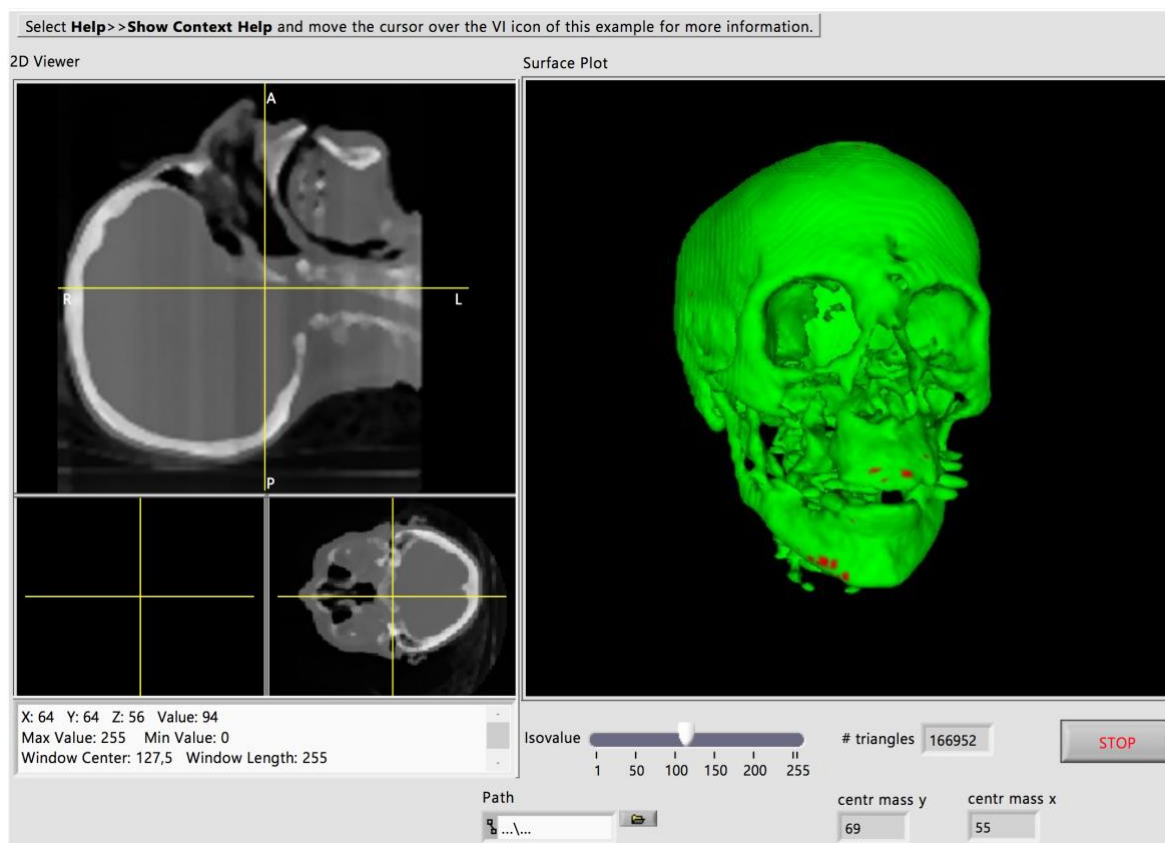


Рисунок 3.8 – Медіанний фільтр 3x3 зі значенням isovalue 110

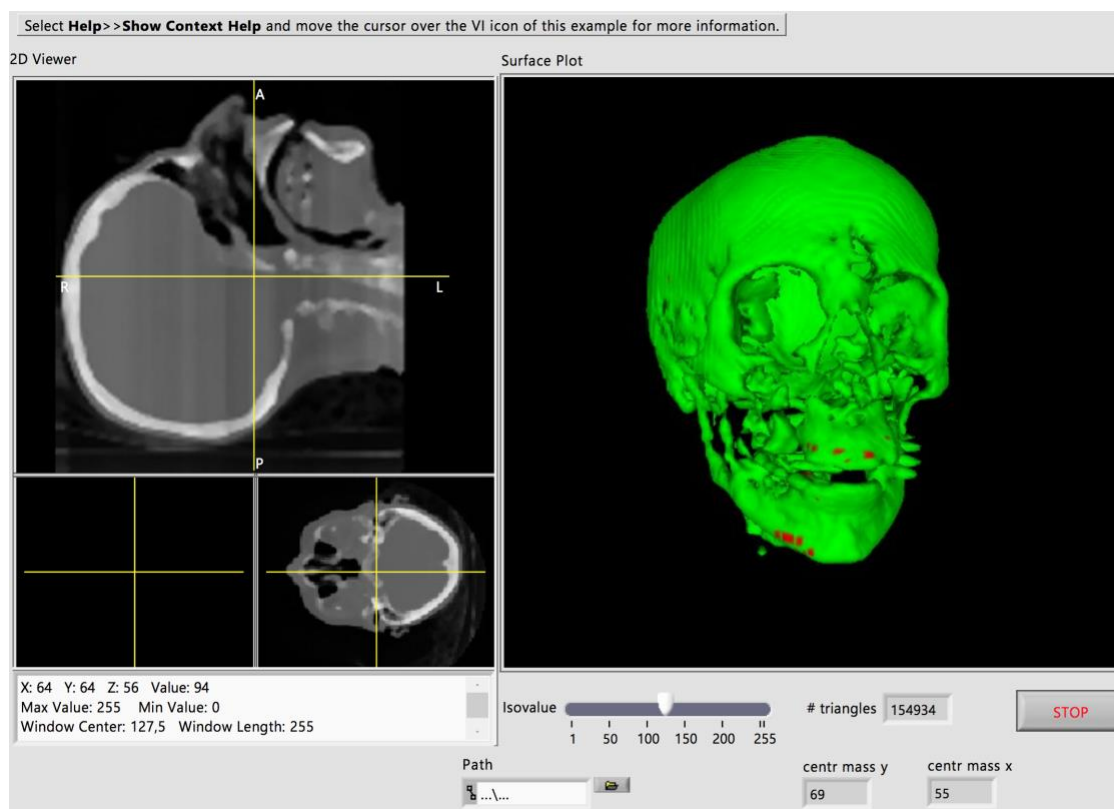


Рисунок 3.9 – Медіанний фільтр 3x3 зі значенням isovalue 125

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БМ62.04.2505.1191

Лист

38

Для двох випадків бачимо, що виділені відмінності майже незначні, тому можна зробити висновок що або череп не має ушкоджень, або задані значення низькі.

Медіанна фільтрація з вікном 5x5 усуває малорозмірні об'єкти, значення рангу яких менше значення r ($r=3$). В ході тестування медіанного фільтру з вікном 5x5 використовувалися дві моделі (рис. 3.10 та 3.11) з різним значенням isovalue – 95 та 125 («шкіра» та «кістки»). Порогове значення різниці яскравості для двох моделей становить 120.

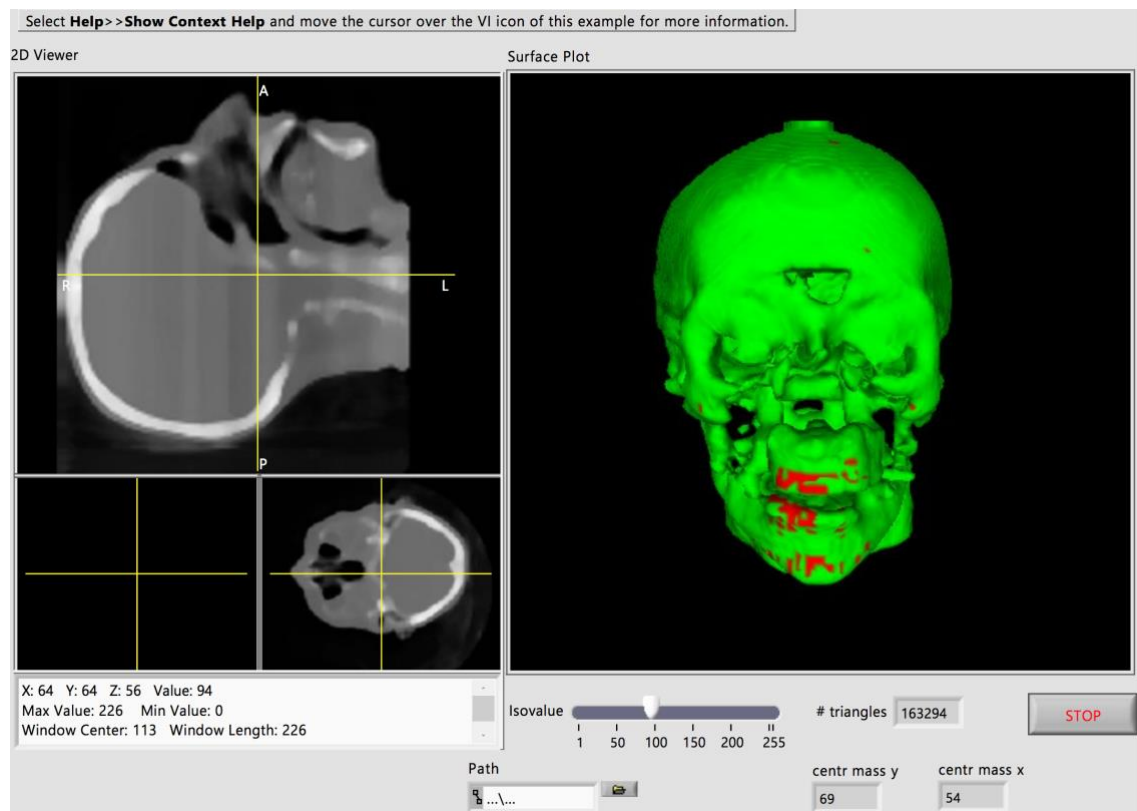


Рисунок 3.10 – Медіанний фільтр 5x5 зі значенням isovalue 95

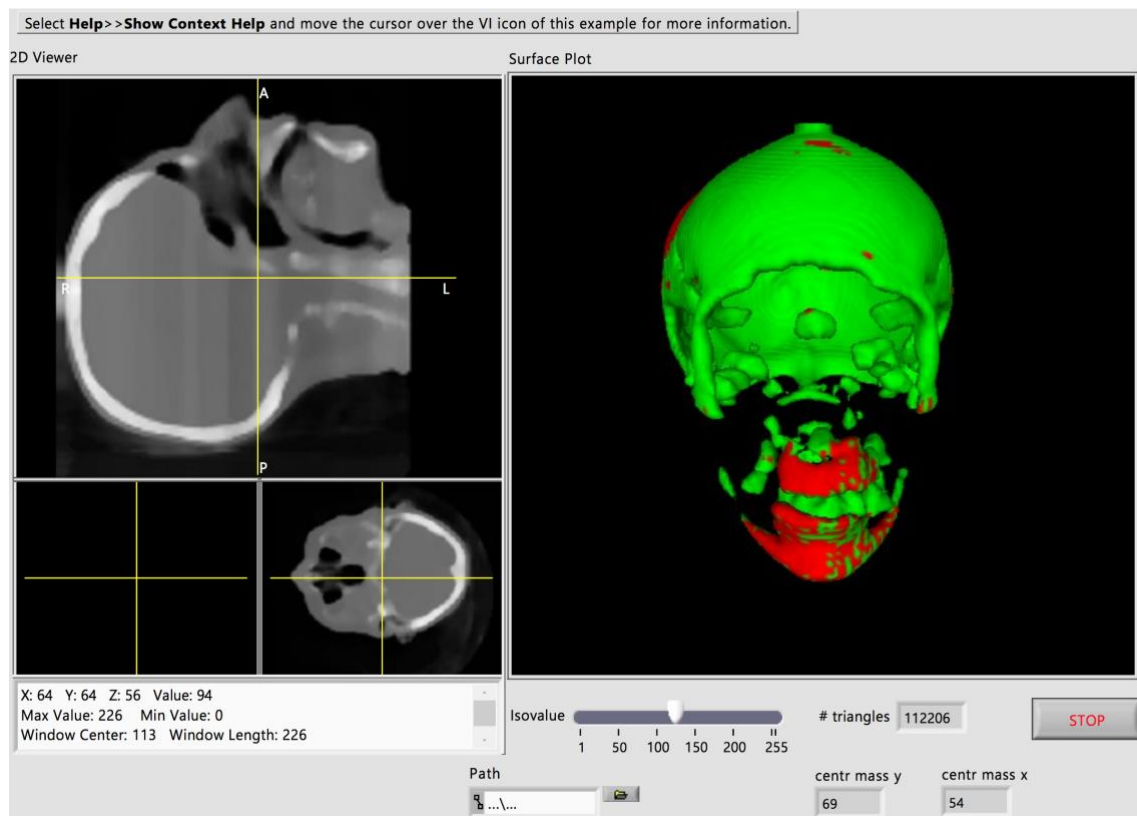


Рисунок 3.11 – Медіанний фільтр 5x5 зі значенням isovalue 125

В результаті тестування при однаковому пороговому значенні різниці яскравості друга модель має більше «зафарбованих» зон, отже поверхневих ушкоджень майже немає.

При нижчому значенні порогової різниці ніж для фільтру 3x3 відображається більша площа відмінностей, що є логічним зважаючи на те, що різниця яскравості 120 є більш ймовірною ніж 200.

Зважаючи на результати, описані вище, можна зробити висновок, що значення порогової різниці необхідно підбирати залежно від задачі виділити малі чи великі відмінності.

3.4.2 Серединний фільтр

Серединний фільтр, або як його ще називають, рухоме середнє у вікні, є найпростішим видом лінійної фільтрації. Результатом фільтрації за допомогою рухомого середнього є значення математичного сподівання, яке обчислюється

по всім пікселям. Математично це можна виразити еквівалентом згортки з маскою, всі елементи якої рівні $1/n$, де n – число елементів маски [32].

Зі збільшенням апертури даного фільтру збільшується і здатність пригнічувати шумову компоненту. Однак при цьому зображення піддається ефекту розфокусування за рахунок сильно розмитих країв. Тому для тестування програми використовувався серединний фільтр з вікном 3×3 , що є компромісом між чіткістю і шумоподавленням. Значення *isovalue* у всіх трьох випадках задавалось рівним 110, тобто модель будується по рівню хрящової тканини. Різним у кожному випадку задавалось порогове значення різниці: для першої моделі (рис. 3.12) це значення становить 150, для другої (рис. 3.13) – 170, для третьої (рис. 3.14) – 200.

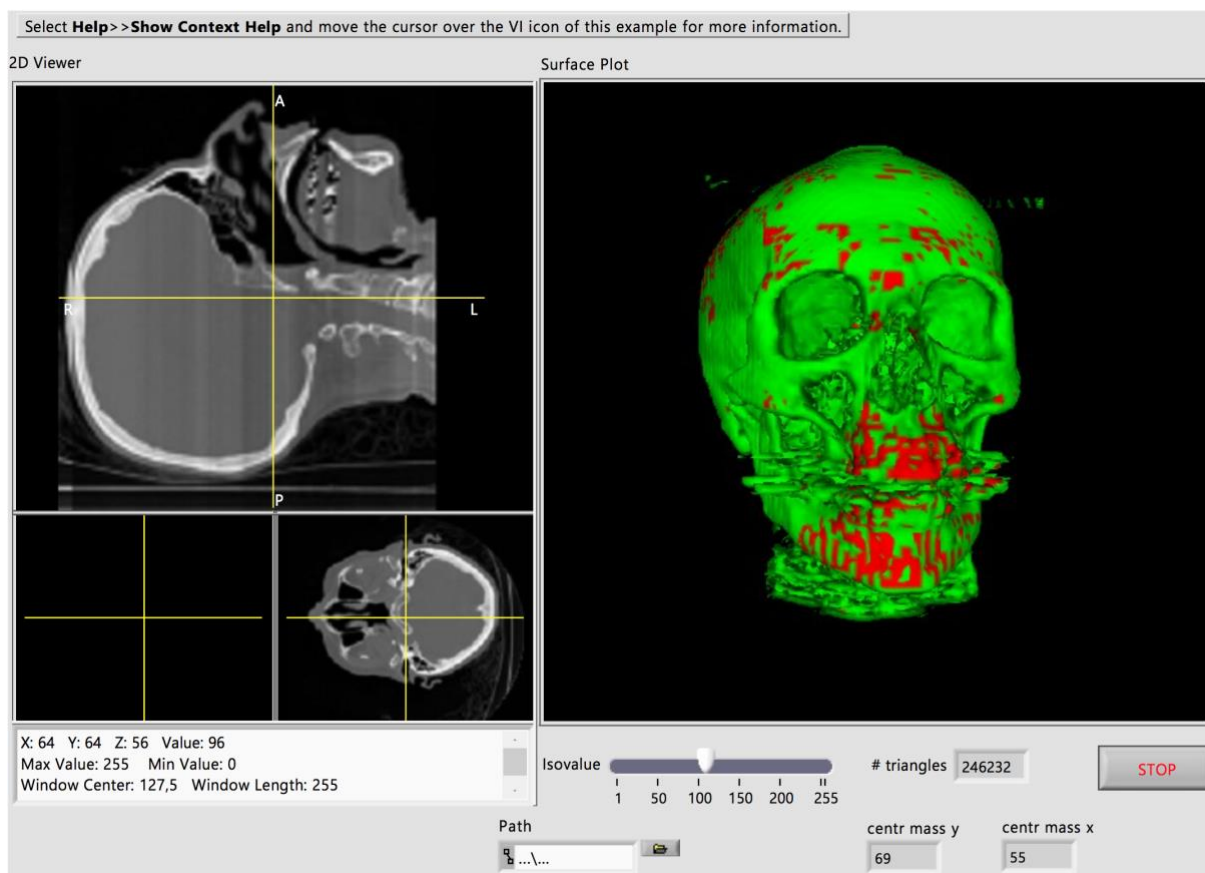


Рисунок 3.12 – Серединний фільтр 3×3 зі значенням порогової різниці 150

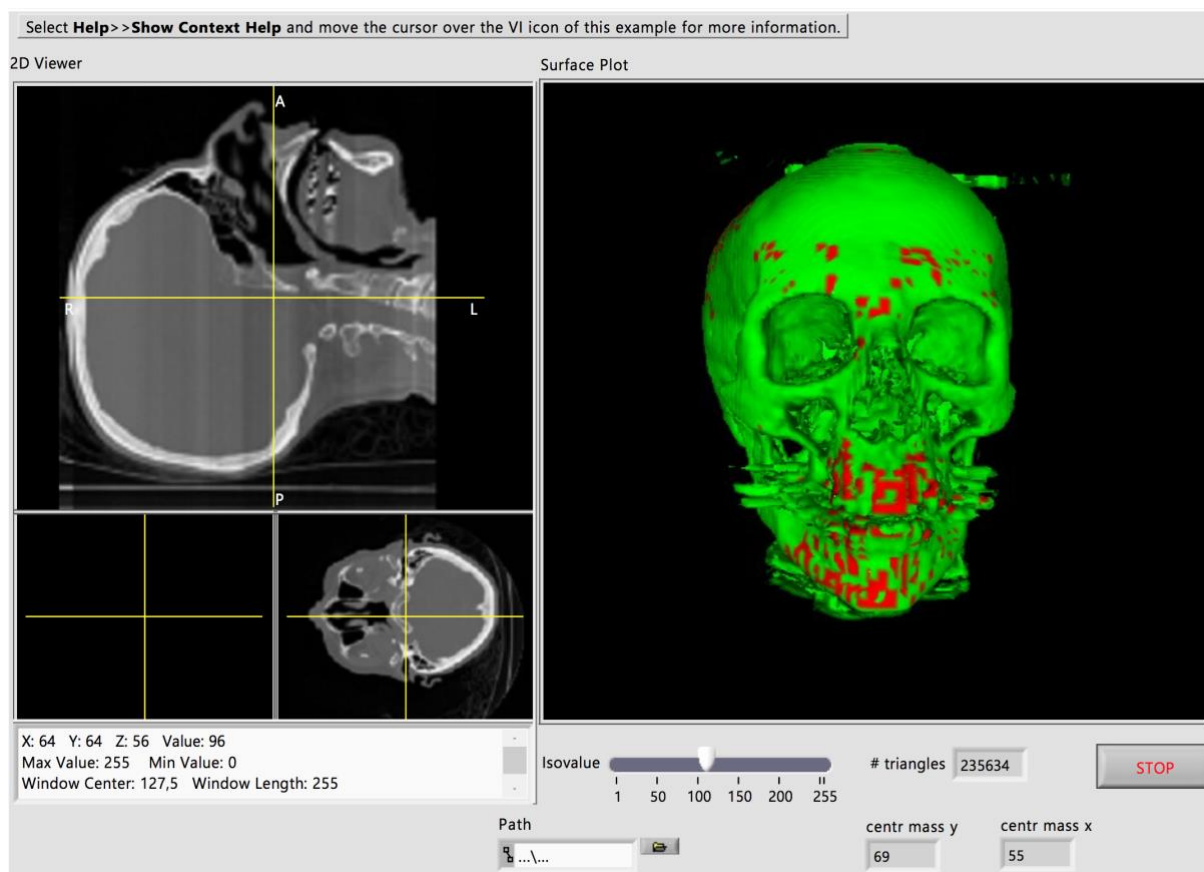


Рисунок 3.13 – Серединний фільтр 3x3 зі значенням порогової різниці 170

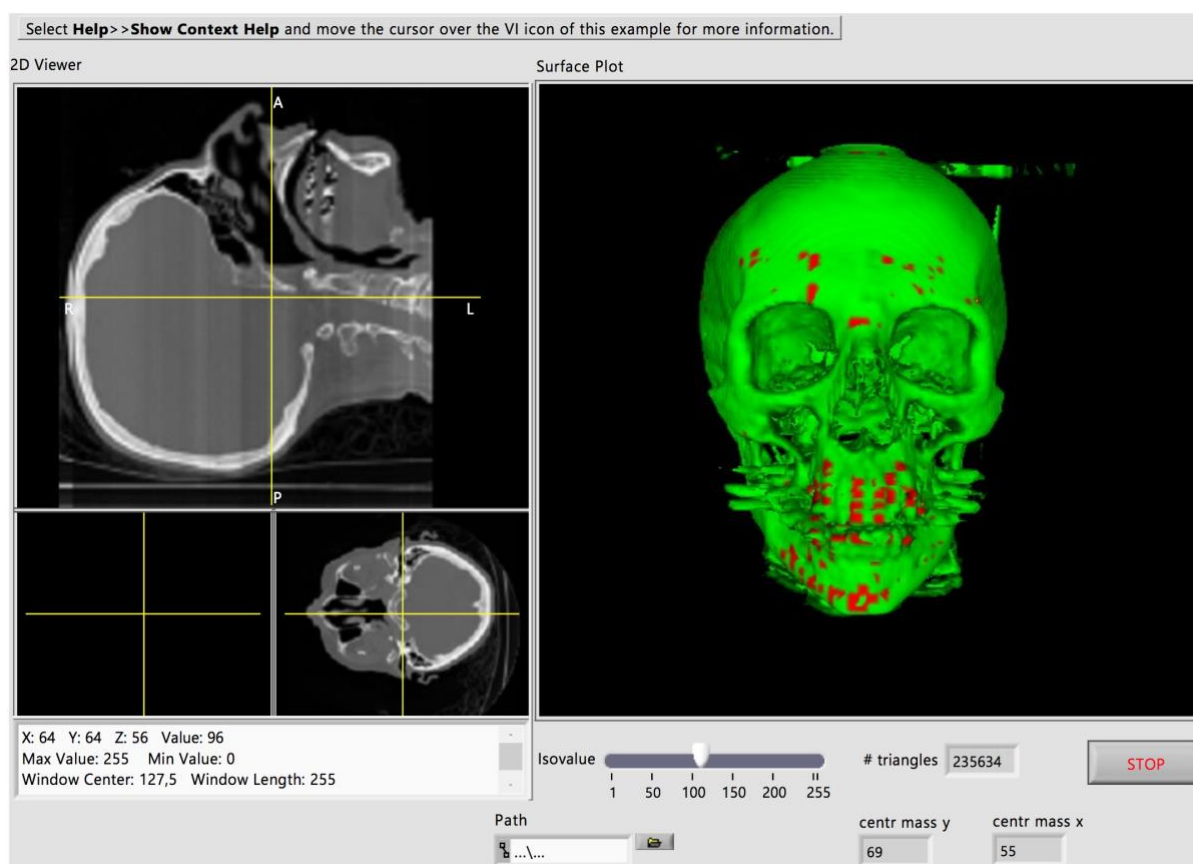


Рисунок 3.14 – Серединний фільтр 3x3 зі значенням порогової різниці 200

При значенні порогової різниці яскравості 150 виділяється багато незначних відмінностей, що відволікають увагу від «головної» проблеми. При значенні 200 ситуація складається навпаки – розміри нерівностей явно виділяються меншими ніж вони є, це видно по розміщенню тіней навколо зафарбованих ділянок. При значенні 170 пошкодження виділяються практично по дійсному контуру – не відволікаються на маленькі деталі і не зменшують радіус ушкодження.

3.4.3 Гаусівський фільтр

При гаусівській фільтрації вплив пікселів один на одного обернено-пропорційний квадрату відстані між ними. Це призводить до зменшення впливу пікселів на результат зі збільшенням відстані, що є перевагою гаусівського фільтру над серединним – всі пікселі в масці цього фільтру на будь-якій відстанні однаково впливають на оброблювальну точку [33].

Надання ближнім точкам околиці більш суттєвого впливу на результат дозволяє краще зберегти чіткість контурів об'єкта. Так само як при решті фільтрів, для гаусівської фільтрації зі збільшенням розміру маски збільшується і сила розмиття зображення.

Для тестування використовувався гаусівський фільтр з оптимальним розміром вікна маски – 3x3. На відміну від серединного фільтру, для гаусівського сталим значенням була порогова різниця яскравості – 150. Значення *isovalue* для першої моделі (рис. 3.15) задавалося рівним 95, для другої моделі (рис. 3.16) – 110 і для третьої (рис. 3.17) – 150.

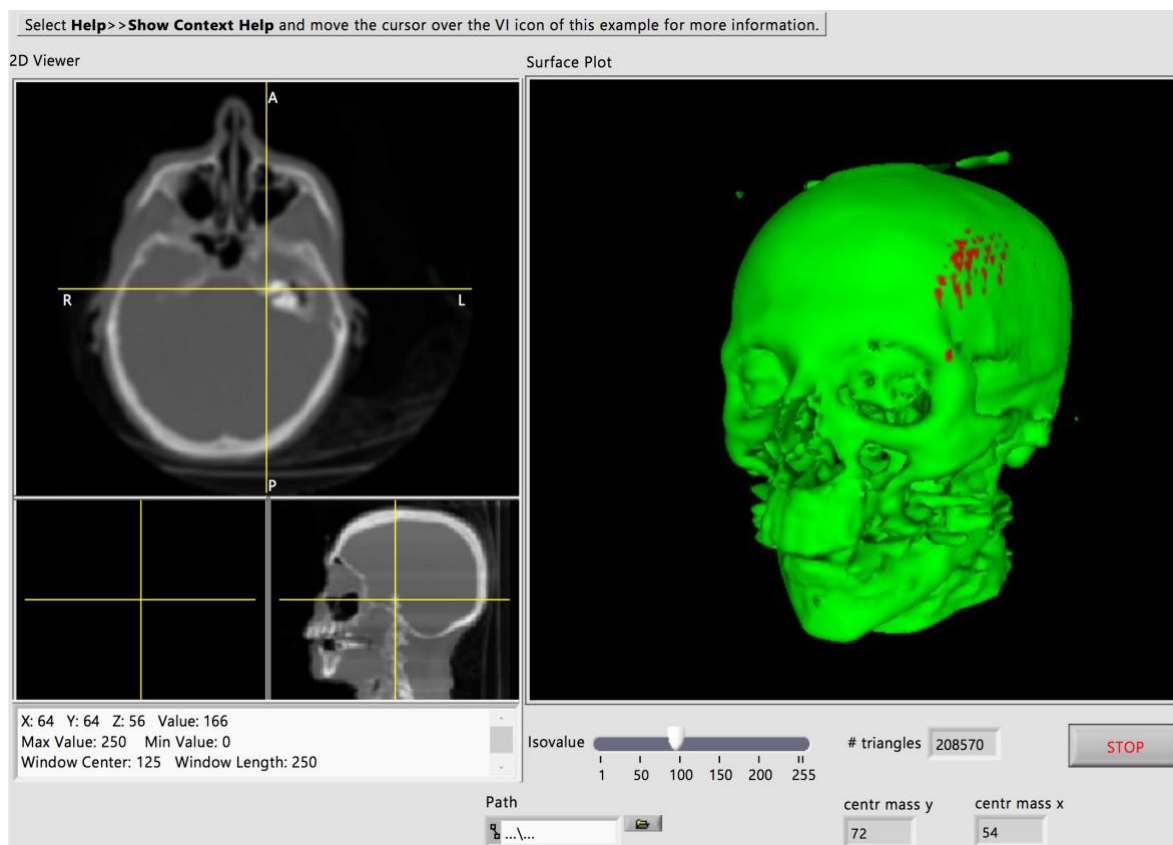


Рисунок 3.15 – Гаусівський фільтр 3x3 зі значенням isovalue 95

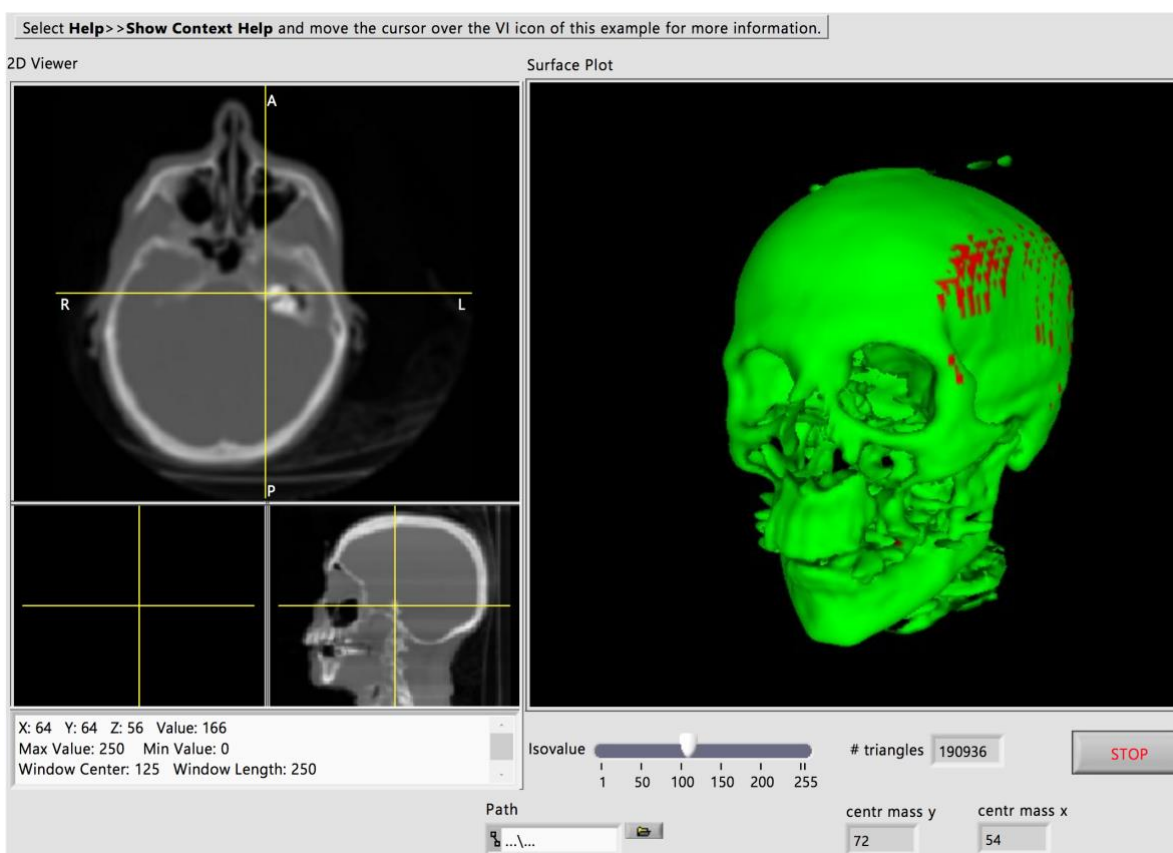


Рисунок 3.16 – Гаусівський фільтр 3x3 зі значенням isovalue 110

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БМ62.04.2505.1191

Лист

44

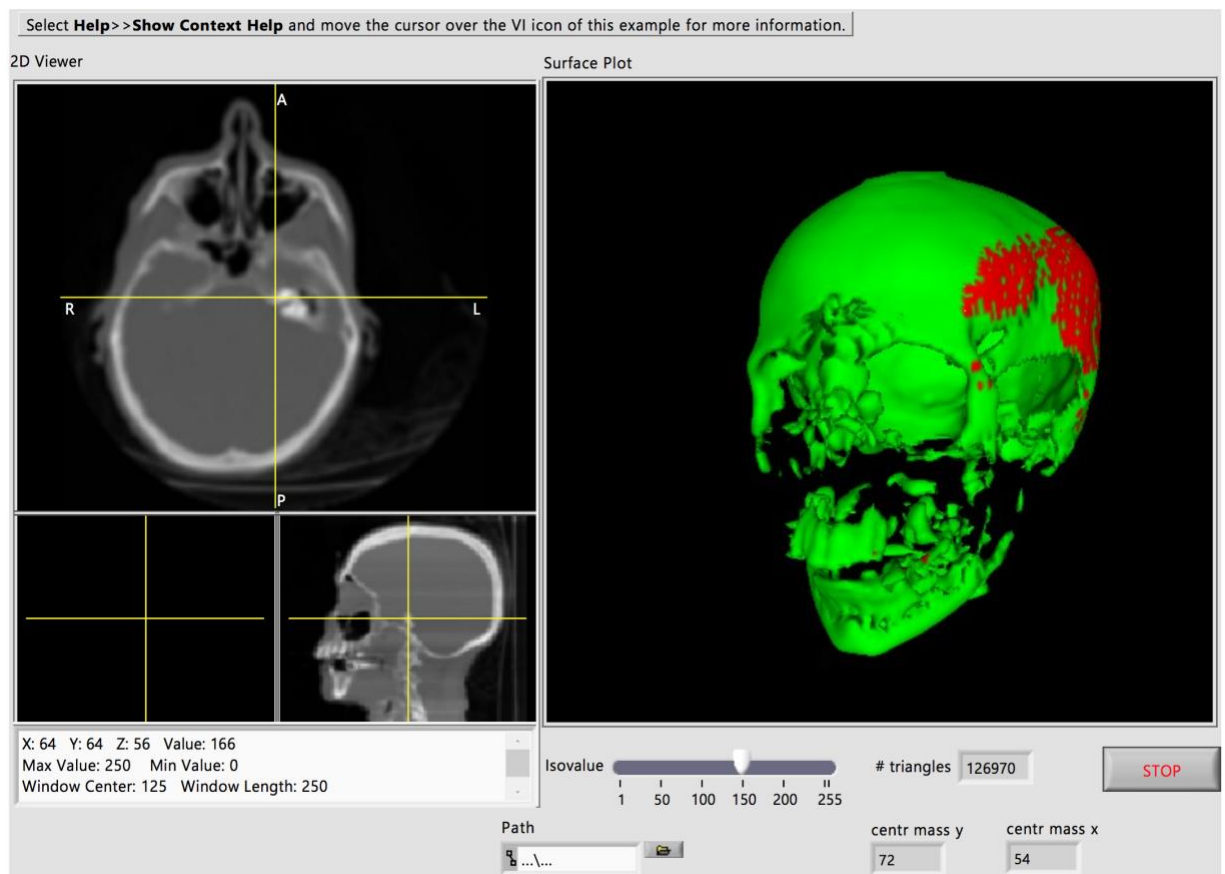


Рисунок 3.17 – Гаусівський фільтр 3x3 зі значенням isovalue 150

Перша модель зі значенням isovalue 95 відображає модель «по шкірі», друга модель зі значенням 110 по рівню хрящів і третя модель зі значенням 150 будує модель «по кісткам».

Зона так званого ушкодження на третій моделі виділена більш чітко ніж на перших двох, з чого можна зробити висновок що пошкоджена саме кістка, а поверхневі ушкодження незначні.

Усі параметри необхідно виставляти згідно поставленої задачі – виділити непомітне, на перший погляд, ушкодження чи лише конкретну велику зону відкинувши усе інше.

Висновки до розділу 3

У кожного з трьох фільтрів є свої переваги та недоліки. Залежно від них та поставлених задач і виконується підбір необхідного фільтру.

Такий параметр фільтру – розмір вікна найоптимальніше використовувати зі значенням 3x3 – він найменше спотворює контури об'єкта.

Значення параметрів «isovalue» та «порогове значення різниці яскравості» також необхідно підбирати залежно від поставлених задач – виділити непомітне, на перший погляд, ушкодження чи лише конкретну велику зону відкинувши усе інше.

					БМ62.04.2505.1191	Лист
						46
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4.

ОХОРОНА ПРАЦІ

4.1 Характеристика приміщення при проведенні тестування ПП

Кабінет комп'ютерної томографії являє собою два світлих, сухих приміщення зі світлою побілкою та вкритою лінолеумом підлогою. Вентиляція: комбінація природної та штучної. Освітлення: комбінація штучного та природнього. Характеристики даного кабінету, а також перелік предметів і обладнання наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Характеристики та обладнання кабінету КТ

№	Найменування	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунок
Приміщення				
1.	Розміри всього приміщення	9170x7300x3000; S=67 ; V = 201		-
2.	Кількість працівників	Оператор, лікар	2	-
3.	Розміри процедурної	6170x7300x3000; S=45 ; V = 135		-
4.	Розміри кімнати управління	3000x6000x3000; S=18 ; V = 54		-
5.	Природне освітлення	Вікно поворотно-відкидне Steko S300 1200x1400 мм	3	-
6.	Штучне освітлення	ЛПБ 80	3	-
7.	Двері	1200x2000		
Обладнання і оснащення				
8.	Томограф Toshiba Aquilion 16	Розмір Гентрі 2280x768x1780мм Потужність: 8кВт Струм рентгенівської трубки: 50мА Діапазон напруг рентгенівського генератора: 80-135 кВ Вага: 1750 кг	1	1
		Стіл для пацієнта томографа Toshiba Aquilion 16: 2230x680x934 мм Робочий хід 2190 мм по горизонталі та 633 мм по вертикалі Максимальна вага пацієнта: 135 кг	1	2

Продовження таблиці 4.1 – Характеристики та обладнання кабінету КТ

9.	Стационарный компьютер Acer Aspire TC-780	Intel Core i3-6100 (3.7 ГГц) / RAM 4 ГБ / HDD 1 ТБ / Nvidia GeForce GT730, 2 ГБ / LAN 442.8x175x397.9 мм	2	9,7
		Монітор 18.5" AOC e970Swn: Діагональ дисплея 18.5" Максимальна роздільна здатність дисплея 1366x768 156x437.4x336.8 мм	2	9,7
10.	Робочий стіл Roko БЮ102	1132x630x750 мм	2	11
11.	Шафа ОН-23/1-20	550x220x800	1	6
12.	Оглядове вікно захисне	1000x800	1	14
13.	Пожежний сповіщувач	200x200 мм	1	19
14.	Вогнегасник	600x150x150мм	2	18

План приміщення для проведення КТ зображено на рисунку 4.1.1.

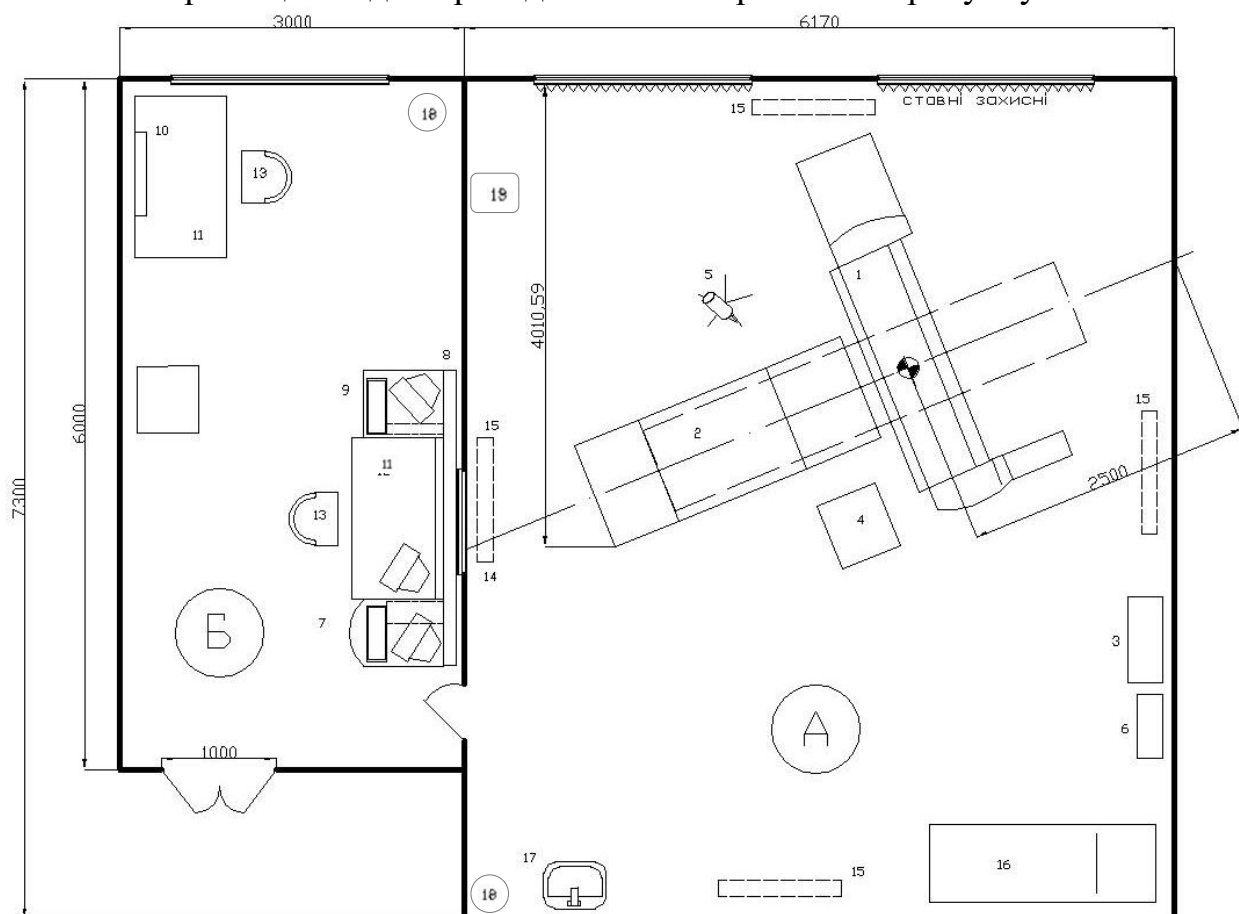


Рисунок 4.1 – План приміщення КТ

В таблиці 4.2 порівнюються реальні та нормативні значення параметрів кабінету комп'ютерної томографії.

Таблиця 4.2 – Реальні та нормативні характеристики приміщення і розміщення технологічного обладнання

№	Параметр приміщення	Реальне значення	Нормативне значення
1.	Площа на 1 працюючого	7,49	
2.	Об'єм на 1 працюючого	25,6 м ³	15 м ³
3.	Мінімальна ширина проходу	1,5	1,5 м
4.	Ширина дверного проходу	1,2 м	Не менше 1 м
5.	Відстань від приладів до стін	1,5	Не менше 1м

Фактичні значення площі та об'єму на одного працюючого більше нормативних. Мінімальна відстань між робочими місцями відповідає вимогам.

4.2 Оцінка небезпечних і шкідливих факторів

Небезпечні та шкідливі виробничі чинники відповідно до ГОСТ 12.0.003-74 за природою дії поділяються на 4 групи, наявність або відсутність цих чинників вказані і в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Небезпечні та шкідливі фактори

Фізичні	Рентгенівське випромінювання, електробезпека,
Хімічні	Радіоактивний пил
Біологічні	Відсутні
Психофізіологічні	Відсутні

4.2.1 Небезпеки пов'язані з рентгенівським випромінюванням

У робочому кабінеті присутнє рентгенівське випромінювання викликане роботою комп'ютерного томографа. Інформація про джерела випромінювання та пов'язані небезпеки вказана у таблиці 4.4.

Порівняння реальних та нормативних (згідно Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97)) значень наведено у таблиці 4.5.

Таблиця 4.4 – Фактори і наслідки небезпек від джерел випромінювання

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Томограф Toshiba Aquilion 16	Рентген-випромінювання	Недотримання часової тривалості процедури чи збільшення кількості сеансів, несправність приладу	Вплив на імунну, нервову, ендокринну систему, опіки

Таблиця 4.5 – Реальні і нормативні значення показників випромінювання

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Рентген-випромінювання	0,7 гентрі/день	0,5 гентрі/день

Для мінімізації шкідливих наслідків у таблиці 4.6 наведено заходи захисту від електромагнітного та іонізуючого випромінювання.

Таблиця 4.6 – Засоби і заходи захисту від випромінювання

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Просвинцювання бункеру (кабінету) товщиною 0,5 мм	Захист від рентген-випромінювання
2.	Організаційні заходи	Інструктаж з питань розподілення дози	Навчання з питань безпеки при експлуатації обладнання
		Перевірка справності рентгеновської трубки	Контроль показників та самопочуття пацієнтів
3.	Режимні	Підсвічування «Вхід заборонено» від час проведення процедури, закриття входних дверей, автоматичне виключення апарату під час непередбачуваних ситуацій	Захист від опромінення сторонніх осіб
4.	Експлуатаційні	Повірка засобів вимірювання	Достовірність інформації
		Своєчасна заміна деталей техніки, що вийшли з ладу чи пошкодженні	Контроль працездатності приладів
5.	ЗІЗ	Непередбачені	

4.2.2 Електронезбезпека

Кабінет комп'ютерної томографії містить прилади, які споживають електроенергію. Згідно з нормативами вона відноситься до категорії з підвищеною небезпекою травмування електричним струмом. Тому електронезбезпеці приділено значну увагу. В таблиці 4.7 наведені фактори та наслідки електронезбезпеки.

В таблиці 4.8 наведено порівняння нормативних значень (згідно ДБН В.2.5-27-2006) та реальних значень факторів електронезбезпеки.

Таблиця 4.7 – Фактори і наслідки електронезбезпеки

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Томограф Toshiba Aquilion 16	гентрі	Наявність металевих не рентгенконтрастних запчастин на тілі пацієнта, наявність кардіостимулятори	ураження струмом, порушення серцевої діяльності та дихання отримання інших електротравм
		мережевий кабель	пошкодження ізоляції (людський та технологічний фактор)	
2	Стаціонарний комп'ютер Acer Aspire TC-780	мережевий кабель	пошкодження ізоляції (людський та технологічний фактор)	ураження струмом, порушення серцевої діяльності та дихання
3	Монітор 18.5» АОС e970Swn			

Таблиця 4.8 – Реальні і нормативні значення факторів електронезбезпек

№	Наменування електроприладу	Реальне значення	Нормативні значення
1	Постійний струм у вузлах КТ	510 мА	300 мА постійного струму – збій в роботі серцевого м'язу
2	Змінний струм в мережевих кабелях живлення.	11 – 14 А	60 мА змінного струму при часові контакту 1с – збій в роботі серцевого м'язу

Засоби захисту від небезпеки ураження електричним струмом в даному приміщенні наведено в таблиці 4.9

Таблиця 4.9 – Засоби і заходи захисту від електронебезпеки

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Заземлення та використання плавких запобіжників(ПН-2). ізоляція підлоги лінолеумом	Електроізоляція
2.	Організаційні заходи	Інструктаж з питань електробезпеки	Навчання з питань безпеки при експлуатації обладнання
3.	Режимні	див. Табл. 2.1.3	
4.	Експлуатаційні	Повірка засобів вимірювання	Достовірність інформації
		Своєчасна заміна деталей техніки, що вийшли з ладу чи пошкоджені	Контроль працездатності приладів
		Перевірка електричних апаратів за допомогою мегомметра не менше одного разу на рік	Контроль показників стрибків струму
5.	ЗІЗ	Виключення наявності металних не рентгенконтрастних конструкцій на тілі пацієнта	Захист від ураження електричного струму

4.2.3 Небезпеки пов'язані з радіоактивним пилом

Радіоактивний пил внаслідок дії на мікрочастинки радіоактивного випромінювання. Цей пил знаходиться безпосередньо у повітрі або осідає на поверхні меблів та обладнання у кабінеті. Радіоактивність пилу залежить від сили та тривалості дії на нього опромінення.

У таблиці 4.10 наведено фактори та наслідки небезпеки радіаційного пилу.

Таблиця 4.11 показує порівняння нормативних значень (згідно НРБУ-97) показнику радіаційного пилу та фактичне значення.

Для забезпечення безпеки від радіаційного пилу в кабінеті КТ є система притоку повітря, стіни та стеля гладкі. Необхідність проведення вологого прибирання під час робочого дня, а також по його завершенні дезінфекція та

генеральне прибирання з використанням спецзасобів. Засоби та заходи безпеки наведено у таблиці 4.12.

Таблиця 4.10 – Фактори та наслідки небезпеки від радіаційного пилу

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Будь-який елемент приміщення	Радіоактивний пил	Радіаційне забруднення мікрочастинок	Опіки, онкологічні захворювання, променева хвороба.

Таблиця 4.11 – Реальні та нормативні значення показників радіаційного пилу

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Радіоактивний пил	Різний номінал. Накопичується	13 мЗв/год

Таблиця 4.12 – Засоби і заходи захисту від радіаційного пилу

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Не передбачено	
2.	Організаційні заходи	Первинний інструктаж з ОП	Навчання питань безпеки експлуатації
3.	Режимні	Проведення вологого прибирання	Зменшення кількості радіоактивних мікрочастинок
4.	Експлуатаційні	Перевірка значень випромінювань	Достовірність інформації
5.	ЗІЗ	Спецодяг	Індивідуальний захист

Висновки до розділу 4

В даному розділі було проаналізовано умови праці в приміщення для КТ, згідно розрахунків вони задовольняють нормативним значенням.

Також розглянуто основні види небезпек такі як пожежна, електрична, шум та рентгенівське випромінювання. Для кожної з небезпек розроблено ряд заходів для зменшення ризику їх виникнення.

Кабінет комп'ютерної томографії відповідає вимогам електро- та пожежної безпеки.

ВИСНОВКИ

Актуальними в наш час є задачі, пов'язані з розширенням можливостей використання інформації, що надається засобами комп'ютерної томографії та МРТ. Це стосується як виявлення діагностичних ознак (патологій), так і технологій імітаційного комп'ютерного моделювання біологічних об'єктів з метою спрощення виготовлення штучних фрагментів скелету для імплантацій, насамперед в щелепо-лицевій хірургії. Навіть маючи такий потужний інструмент, як комп'ютерна томографія, лікарю важко в ручному режимі виявити та проаналізувати пошкодження (патології) частин скелету.

В роботі запропоновано алгоритм та реалізовано відповідну програмну систему для автоматичного виявлення та візуалізації асиметрії 3-вимірних об'єктів шляхом їх порівняння зі своїм дзеркальним відображенням. Асиметричні деталі при цьому виділяються кольором, що спрощує роботу лікаря, а також несуть інформацію, яка може бути використана для роздрукування на 3D-принтері. Таким чином, поставлена мета досягнута.

В ході виконання роботи послідовно вирішені поставлені задачі.

1. Реалізовано 3-вимірні адаптивні алгоритми фільтрації 3D-об'єктів для їх попередньої обробки з метою налаштування системи на підкреслення асиметричних фрагментів більших або менших розмірів відповідно до діагностичних завдань. 3D-фільтри побудовано шляхом узагальнення на 3-вимірний простір відомих 2-вимірних фільтрів різних типів, а саме фільтру Гаусса, середньоарифметичного та нелінійного рангового.

2. Запропоновано алгоритм та реалізовано програмну підсистему побудови осі симетрії об'єкту для дзеркального відображення. При цьому враховано, що вісь симетрії проходить через «центр мас» яскравостей пікселів та запропоновано попередньо сильно розмивати зображення грубим фільтром, що сприяє нівелюванню впливу дрібних

неоднорідностей, оскільки насправді шукається вісь симетрії не зовсім симетричного об'єкту.

3. Побудовано систему програмних модулів для реалізації порівняння патологічної частини досліджуваного об'єкта з дзеркально відображеною здоровою його частиною та візуалізації відмінностей при 3-D реконструкції об'єкту. Система гнучка і передбачає можливість налаштування багатьох параметрів. Проаналізовано вплив значень цих параметрів на кінцевий результат.

У подальшій перспективі можливе доопрацювання та удосконалення програмного продукту. Наприклад, доцільно реалізувати аналогічний алгоритм порівняння при 2-вимірній візуалізації, оскільки зазвичай у КТ-діагностиці лікарі обмежуються саме таким варіантом. Можна також доробити систему в плані автоматичного зберігання виділених асиметричних фрагментів у форматі, що допускає друк на 3D-принтері, хоча така ідея в роботі сформульована.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Маланчук В. О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / Маланчук В. О., Крищук М. Г., Копчак А. В. – К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. – 231 с.
2. Порев В. Н. Комп'ютерна графіка / Порев В. Н. – СПб.: БХВ - Петербург, 2002. – 432 с.
3. Солов'йов Н. В. / Поліпшення якості растрових зображень: [навч. посіб.] / Солов'йов Н. В., Сергєєв А.М. – СПб.: СПбГУ ИТМО. – 2010. – 158 с.
4. Залогова Л. А. Комп'ютерна графіка / Залогова Л. А. – М.: БИНОМ. Лабораторія знань. – 2006. – 212 с.
5. Артамонов Б. Н. Основи сучасних комп'ютерних технологій: [навч. посіб.] / Артамонов Б. Н., Брякалов Г. А. – СПб.:Корона. – 2002. – 448 с.
6. Терновой С. К. Комп'ютерна томографія: [навч. посіб.] / Терновой С. К., Абдураїмов А. Б., Федотенков І. С. – М.: ГЕОТАР-Медіа, 2008. – 176 с.
7. Корольок І. П. Медична інформатика: [підр.] / Корольок І. П. – М.: ГЕОТАР, 2012. – 244 с.
8. Лінник Н. И. Багатозрізова комп'ютерна томографія в фтізіопульмонології: стандартизація дослідження і програмне забезпечення / Лінник Н. И., Мусієнко Н. Н. // Український пульмонологічний журнал. – 2012. – №3. – С. 65-69.
9. Каперусов С.Ю. PACS - система архівації й передачі зображень в променевій діагностиці / Каперусов С.Ю. // Радіологія. Практика. – 2007. – №3. – С. 69-73.
10. Худякова Л.А. Застосування стандартів передачі медичних даних в телемедичних системах / Худякова Л.А., Шуляк В. А. // Електроніка та зв'язок. Тематичний випуск «Електроніка та нанотехнології». – 2009. – №2. – С. 203-205.

- 11.DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine): [Електроний ресурс] / Режим доступу: <http://dicom.nema.org>
- 12.Климентьев К.Є. Основи графічного програмування в середовищі LabVIEW: [навч. посібник] / Климентьев К.Є. – Самара: Самар. держ. аерокосм. ун-т., 2003 – 79 с.
- 13.Використання віртуальних приладів LabVIEW / Жарков Ф. П., Каратаєв В.В., Никифоров В.Ф., Панов В.С. – М.: Солон-Р, 1999. – 268 с.
- 14.Лупів С.Ю. LabVIEW в прикладах і задачах: [навч.-метод. матеріали] / Лупів С.Ю., Муякшін С.І., Шарков В.В. – Нижній Новгород: Нижегородський держ. ун-т. ім. Н.І. Лобачевського, 2007. – 101 с.
- 15.Пейч Л.І. LabView для новачків і фахівців / Пейч Л.І., Точилін Д.А., Поллак Б.П. – М.: Гаряча лінія – Телеком, 2004. – 384.
- 16.LabVIEW user manual. Part number 323427A-01. – National Instruments, 2003.
- 17.LabVIEW help. Part Number 370117D-01. – National Instruments, 2004.
- 18.Тревіс Дж. LabVIEW для всіх / Джеффри Тревіс; [пер. з англ. Н. А. Клушин]. – М.: ДМК Пресс, 2005. – 544 с.
- 19.Klinger T. Image processing with LabVIEW and IMAQ Vision. – Prentice Hall, 2003. – 319 p.
- 20.Дж. Ли, Б. Уэр. Тривимірна графіка та анімація. — 2-е вид14. — М.: Вильямс, 2002. — 640 с.
21. William E. Lorensen, Harvey E. Cline: Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In: Computer Graphics, Vol. 21, Nr. 4, July 1987
- 22.Цифрова обробка зображень в інформаційних системах: навч. посіб. / [Грузман І.С., Киричук В.С., Косих В.П., Перетягін Г.І., Спектор А.А.]. - Новосибірськ: Вид-во НГТУ, 2003. - 352 с.
- 23.Візільтер Ю.В. Обробка та аналіз цифрових зображень з прикладами на LabVIEW і IMAQ Vision / Візільтер Ю.В., Желтов С.Ю. Князь В.А. - М.: ДМК Пресс, 2008. - 464 с.

24. Сато Ю. Обробка сигналів. Перше знайомство. - М.: Додека XXI, 2009. - 176 с.
25. Гонзалес Р. Цифрова обробка зображень / Гонзалес Р., Вудс Р. - М.: Техносфера, 2006. - 1072 с.
26. Фісенко В.Т. Комп'ютерна обробка і розпізнавання зображень: [навч. посібн.] / Фісенко В.Т., Фісенко Т.Ю.. - СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. - 192 с.
27. Річард Лайонс. Цифрова обробка сигналів: [перекл. з англ.]. - М.: ТОВ «Біном-Пресс», 2006. - 656 с.
28. Форсайт Д. Комп'ютерний зір. Сучасний підхід / Форсайт Д., Понс Ж. - М.: Вільямс, 2004. - 928 с.
29. Денисюк В.С. Алгоритми виділення особливостей на зображеннях з метою класифікації захворювань рослин // Конструювання та оптимізація паралельної програми, Новосибірськ, 2008. - С. 71-82.
30. Методи комп'ютерної обробки зображень: [під ред. В.А.Сойфера]. - М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003. - 784 с.
31. Красильников М.М. Цифрова обробка зображень / Красильников М.М. - М.: Вузівська книга, 2001. - 320 с.
32. Б. Яне. Цифрова обробка зображень: [перекл. з англ.] - М.: Техносфера, 2007. - 584 с.
33. Дружинін Є. А. Обробка та розпізнавання зображень в системах автоматизованого проектування: [навч. посібн.] / Дружинін Є. А., Погудина О. К., Бабак І. Н., Губарєв А. В. - Х.: ХАІ, 2011. - 51 с.